

การแปรผันของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างการออกกำลังกายโดยใช้สูตร  
เตหะราน-โคโร

นางสาววิริยาพร นายทองคำ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี  
ปีการศึกษา 2548  
ISBN 974-533-495-2

**ECG SIGNALS VARIATION DURING EXERCISE  
STRESS TEST BASED ON TEHRAN-CAIRO  
FORMULA**

**Wiriyaporn Chaithongkham**

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the**

**Degree of Master of Engineering in Electrical Engineering**

**Suranaree University of Technology**

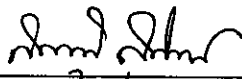
**Academic Year 2005**


**ISBN 974-533-495-2**


การแปรผันของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างการออกกำลังกายโดยใช้สูตร  
เดเทอร์ราน - ไคโร

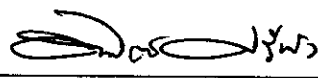
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา  
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

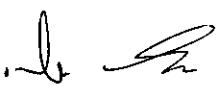
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์


  
(รศ. น.ท. ดร.สราวุฒิ สุจิตจร)  
ประธานกรรมการ

  
(ผศ. ดร.กิตติ อัดถกิจมงคล)  
กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

  
(พล.อ.ต. ดร.เพ็ชร โตท่าโรง)  
กรรมการ

  
(ผศ. ดร.อาทิตย์ ศรีแก้ว)  
กรรมการ

  
(รศ. ดร.เสาวณี รัตนพานี)  
รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

  
(รศ. น.อ. ดร.วรพจน์ ขำพิศ)  
คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

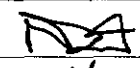
วิทยานิพนธ์ : การแปรผันของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่างการออกกำลังกาย  
โดยใช้สูตรเตหะราน-ไคโร (ECG SIGNALS VARIATION DURING EXERCISE  
STRESS TEST BASED ON TEHRAN-CAIRO FORMULA) อาจารย์ที่ปรึกษา :  
ผศ. ดร.กิตติ อรรถกิจมงคล, 210 หน้า. ISBN 974-533-495-2

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอวิธีการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดขณะออกกำลังกาย โดยทำการศึกษาการแปรผันของค่าพารามิเตอร์ในแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ชื่อว่า สูตรเตหะราน-ไคโร ซึ่งประกอบด้วยพารามิเตอร์ทั้งหมด 32 พารามิเตอร์ โดยจะวิเคราะห์ 3 ระยะคือระยะพักก่อนออกกำลังกาย ขณะการออกกำลังกายระยะที่ 2 และระยะพักหลังออกกำลังกาย ขั้นตอนของการวิเคราะห์จะเริ่มจากการกำจัดการรบกวนของสัญญาณ โดยใช้การประมาณค่าในช่วงเส้นโค้งกำลังสามและวิธีการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัวมาหาค่าของพารามิเตอร์ที่ต้องการ จากนั้นนำค่าพารามิเตอร์ที่ได้มาจำแนกความผิดปกติด้วยวิธี Generalized Linear Model เพื่อนำผลที่ได้มาทำการวิเคราะห์โดยหลักการทางชีวสถิติ กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการทดสอบทั้งหมด 200 คนประกอบด้วยเพศชาย 104 คนและเพศหญิง 96 คน ได้ผลการทดสอบดังนี้ในกรณีของเพศชายอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.925 อัตราความปกติจริงมีค่า 0.875 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.125 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.075 ค่าความถูกต้องมีค่า 89.42 % ส่วนกรณีของเพศหญิงอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.9762 อัตราความปกติจริงมีค่า 0.9074 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.0926 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.0238 ค่าความถูกต้องมีค่า 93.75 %

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ปีการศึกษา 2548

ลายมือชื่อนักศึกษา 

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา 

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม 

WIRIYAPORN CHAITHONGKHAM : ECG SIGNALS VARIATION  
DURING EXERCISE STRESS TEST BASED ON TEHRAN–CAIRO  
FORMULA. THESIS ADVISOR : ASST. PROF. KITTI  
ATTAKITMONGCOL, Ph.D., 210 PP. ISBN 974-533-495-2

ELECTROCARDIOGRAM/ADAPTIVE TABU SEARCH/GENERALIZED  
LINEAR MODEL.

This thesis presents the classification method of Coronary Artery Heart Disease electrocardiogram during exercise stress test. By studying the variation for the values of 32 parameters in the mathematical model called Tehran-Cairo formula, three stages which consist of Rest Stage, Exercise Stage2 and Recovery Stage have been analyzed. Before the electrocardiogram signals can be used in the classification process, the baseline estimation must be performed to adjust their baseline to the same level. This can be achieved by using Cubic Spline estimation. Then, some parameters of the mathematical model are obtained by using the Adaptive Tabu Search and the classification process can be performed from the obtained parameters by using Generalized Linear Model and biological statistics. In this study, the total of 200 samples of ECG signals have been analyzed: 104 samples from men and 96 samples from women. For the case of male samples, the results have shown that the True Positive Rate, True Negative Rate, False Positive Rate and False Negative Rate are 0.925, 0.875, 0.125 and 0.075, respectively. The accuracy is 89.42%. For the case of female samples, the results have shown that the True Positive Rate, True Negative

Rate, False Positive Rate and False Negative Rate are 0.9762, 0.9074, 0.0926 and 0.0238, respectively. The accuracy is 93.75%.

School of Electrical Engineering

Academic Year 2005

Student's Signature W. Chaithongkham

Advisor's Signature Kittu

Co-advisor's Signature Pin tte

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้ดำเนินการสำเร็จลุล่วงด้วยดี ผู้วิจัยขอขอบพระคุณบุคคลและกลุ่มบุคคลต่าง ๆ ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา แนะนำ รวมทั้งได้ให้ความช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ทั้งด้านวิชาการและด้านการดำเนินงานวิจัย ซึ่งได้แก่

พลอากาศตรี ดร.เพียร โตท่าโรง อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมที่ได้ให้คำปรึกษา แนะนำ และแนะแนวทางอันเป็นประโยชน์ยิ่งต่องานวิทยานิพนธ์รวมถึงได้ช่วยตรวจทานและแก้ไขรายงานวิทยานิพนธ์เล่มนี้ จนทำให้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น รวมทั้งเป็นกำลังใจ และเป็นแบบอย่างที่ดีในการดำเนินชีวิตหลาย ๆ ด้านให้กับผู้วิจัยเสมอมา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิตติ อรรถกิจมงคล อาจารย์ที่ปรึกษาที่ให้คำปรึกษาและแนะแนวทางอันเป็นประโยชน์ยิ่งต่องานวิจัยและช่วยตรวจทานและแก้ไขรายงานวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

รองศาสตราจารย์ นาวาอากาศโท ดร.สรวิชัย สุจิตจรและคณาจารย์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีทุกท่านที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา แนะนำและให้ความรู้ด้านวิชาการอย่างดียิ่งมาโดยตลอด

ขอขอบพระคุณโรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา และศูนย์หัวใจสิริกิติ์ จังหวัดขอนแก่น ที่ให้ความช่วยเหลือด้านข้อมูล รวมทั้งคณะแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านหัวใจและหลอดเลือด และเจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลทุกแห่งที่ให้คำแนะนำเกี่ยวกับโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ทำให้ข้าพเจ้ามีความเข้าใจเพิ่มมากขึ้น ขอขอบคุณทรงกิจ จิตภักดีบดินทร์ พี่ ๆ เพื่อน ๆ น้อง ๆ บัณฑิตศึกษาทุกท่าน สำหรับคำแนะนำดี ๆ และคอยถามไถ่ช่วยเหลือพร้อมทั้งให้กำลังใจในการทำวิจัยมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ผู้วิจัยขอขอบพระคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ทางด้านต่าง ๆ ทั้งในอดีตและปัจจุบัน และขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา รวมถึงครอบครัวนายทองคำของผู้วิจัยทุกท่านที่ได้ให้ความรัก ความอบอุ่น ความห่วงใย การอบรมเลี้ยงดู และให้การสนับสนุนทางด้านการศึกษายิ่งมาโดยตลอด รวมทั้งเป็นกำลังใจที่ยิ่งใหญ่ในยามที่ผู้วิจัยท้อและท้อแท้ใจ ช่วยให้มีพลังเข้มแข็งพร้อมเผชิญกับปัญหาอุปสรรค ต่าง ๆ จนทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา

วิริยาพร ฉายทองคำ

## สารบัญ

## หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูป.....	ฉ
<b>บทที่</b>	
<b>1 บทนำ.....</b>	<b>1</b>
1.1 ความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของเรื่อง.....	4
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	4
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	4
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
1.7 การจัดรูปเล่มวิทยานิพนธ์.....	5
<b>2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย.....</b>	<b>7</b>
2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก.....	7
2.1.1 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าในหัวใจ.....	7
2.1.2 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์.....	8
2.1.3 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	10
2.1.4 พารามิเตอร์สำหรับวินิจฉัยอาการทางหัวใจ.....	12
2.1.5 กระดาษกราฟบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	12
2.1.6 อัตราการเต้นของหัวใจ.....	12
2.1.7 การติดสายบันทึกสัญญาณ.....	13
2.1.8 แนวแกนทางไฟฟ้าและเวกเตอร์ของหัวใจ.....	15



## สารบัญ (ต่อ)

### หน้า

2.1.9 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิกเบื้องต้น .....	16
2.2 การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย .....	18
<b>3 การจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยสูตรเทหะราน-โคโร .....</b>	<b>27</b>
3.1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์เทหะราน-โคโร .....	27
3.2 การแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาศกราฟไปอยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัล .....	30
3.2.1 ขั้นตอนในการแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาศกราฟไปอยู่ในรูปสัญญาณ ดิจิทัล .....	31
3.2.2 ผลทดสอบการแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาศกราฟไปอยู่ในรูปสัญญาณ ดิจิทัล .....	33
3.3 การประมาณเส้นฐานโดยเส้นโค้งอันดับสาม .....	35
3.3.1 การประมาณค่าในช่วงกำลังสาม .....	35
3.3.2 ผลทดสอบการประมาณค่าเส้นฐานโดยวิธีเส้นโค้งกำลังสาม .....	40
3.3.2.1 ผลทดสอบในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย .....	40
3.3.2.2 ผลทดสอบในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 .....	42
3.3.2.3 ผลทดสอบในระยะพักหลังการออกกำลังกาย .....	43
3.4 การหาพารามิเตอร์ของสูตรเทหะราน-โคโร .....	44
3.4.1 อ่านค่าได้จากกราฟ .....	45
3.4.2 การค้นหาแบบตามเชิงปรับตัว .....	45
3.4.2.1 องค์ประกอบวิธีการค้นหาแบบตาม .....	45
3.4.2.2 การค้นหาแบบตามเชิงปรับตัว .....	46
3.4.2.3 การเปรียบเทียบด้านสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากค่าพารามิเตอร์ของ แบบจำลอง .....	50
3.4.2.4 การพิจารณาเลือกค่าพารามิเตอร์ของการค้นหาแบบตามเชิงปรับตัว .....	51
3.5 สรุป .....	55
<b>4 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....</b>	<b>57</b>
4.1 วิธีการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	57
4.1.1 วิธี Generalized Linear Model (GLM) .....	57

## สารบัญ (ต่อ)

### หน้า

4.1.2 วิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณะ	66
4.1.3 วิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณะ	71
4.2 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยวิธี GLM ขณะออกกำลังกาย	75
4.2.1 พิจารณาแต่ละสถานะแยกกัน	75
4.2.2 พิจารณาทุกสถานะรวมกัน	77
4.3 สรุป	78
5 การทดสอบการจำแนกผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด	80
5.1 ผลทดสอบการวินิจฉัยโรค	80
5.1.1 บทนำ	80
5.1.2 การจำแนกผลการทดสอบทางชีวสถิติ	80
5.1.3 ผลทดสอบค่าปกติและค่าผิดปกติ	83
5.2 คุณสมบัติของการทดสอบ	84
5.2.1 วัตถุประสงค์ของการทดสอบ	84
5.2.2 ค่าความไว	85
5.2.3 ค่าความจำเพาะ	85
5.2.4 อัตรา Likelihood	86
5.2.5 ค่าความถูกต้อง	86
5.3 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ	88
5.3.1 ผลทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยใช้ค่า $\beta$ ของผู้ที่ไม่เป็นโรค	88
5.3.2 ผลทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยใช้ค่า $\beta$ ของผู้ที่เป็นโรค	92
5.4 ผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดในลิตที่สังเกตพบได้ชัดเจน	96
5.4.1 ผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดในลิตที่สังเกตพบได้ชัดเจนโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่ไม่เป็นโรค	96

## สารบัญ (ต่อ)

### หน้า

5.4.2 ผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ในลีดที่สังเกตพบได้ชัดเจนโดยใช้ค่า β จากผู้ที่เป็นโรค.....	101
5.5 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด.....	105
5.5.1 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจ ขาดเลือดโดยใช้ค่า β จากผู้ที่ไม่เป็นโรค.....	105
5.5.2 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจ ขาดเลือดโดยใช้ค่า β จากผู้ที่เป็นโรค.....	106
5.6 พิจารณาค่าผลต่างของพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการจำแนกโรคกล้ามเนื้อ หัวใจขาดเลือด.....	108
5.7 สรุป.....	115
6 สรุปผลและข้อเสนอแนะ.....	117
6.1 สรุปผล.....	117
6.2 ข้อเสนอแนะ.....	119
รายการอ้างอิง.....	120
<b>ภาคผนวก</b>	
ภาคผนวก ก. ตารางพารามิเตอร์ทั้งหมด.....	123
ภาคผนวก ข. โปรแกรมการแปลงรูปภาพไปเป็นรูปแบบดิจิทัล.....	135
ภาคผนวก ค. โปรแกรมการประมาณเส้นฐานโดยวิธีเส้นโค้งกำลังสาม.....	140
ภาคผนวก ง. โปรแกรมการหาค่าระยะต่างๆในกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	143
ภาคผนวก จ. โปรแกรมการค้นหาแบบตามเชิงปรับตัว.....	163
ภาคผนวก ฉ. โปรแกรมการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 วิธี.....	180
ภาคผนวก ช. ตารางและภาพแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณา จากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRS แบบแยกสถานะ.....	192
ภาคผนวก ซ. ตารางและภาพแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณา จากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRS แบบรวมสถานะ.....	198

## สารบัญ (ต่อ)

### หน้า

ภาคผนวก ณ. ตารางแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ $\beta$ ของผู้ที่ไม่ เป็นโรคและผู้ที่เป็นโรค.....	204
ภาคผนวก ณ. ตารางแสดงค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานพร้อมทั้งผลต่าง ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของพารามิเตอร์ในผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรค.....	206
ภาคผนวก ณ. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	208
ประวัติผู้เขียน.....	210

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 การหาค่า EA ทางคลินิก.....	16
2.2 สถานะ ความเร็ว และระยะเวลาในการทดสอบการออกกำลังกายโดยใช้เครื่องแบบ สายพาน.....	19
2.3 ข้อดีและข้อเสียของวิธีทดสอบแบบเครื่องออกกำลังกายแบบสายพานและจักรยานออก กำลังกาย.....	20
3.1 การทดสอบเลือกค่าพารามิเตอร์ของวิธีการค้นหาแบบตามเชิงปรับตัว.....	52
3.2 ขอบเขตในการค้นหาแบบตามเชิงปรับตัวของพารามิเตอร์ทั้ง 5 ตัว ในสถานะต่างๆ.....	54
4.1 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี Generalized Linear Model (GLM).....	64
4.2 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรก ของเมตริกซ์เอกลักษณ์.....	69
4.3 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนว เส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์.....	73
5.1 ตารางสรุปค่าผิดพลาดและปกติ.....	84
5.2 สรุปการคำนวณค่าคุณสมบัติของการทดสอบ.....	87
5.3 ค่าขอบเขตในการทดสอบด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่า $\beta$ ของผู้ที่ไม่เป็นโรค.....	88
5.4 ค่าขอบเขตในการทดสอบด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่า $\beta$ ของผู้ที่เป็นโรค.....	93
5.5 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่ไม่เป็นโรค.....	105
5.6 ผลการทดสอบค่าปกติและผิดปกติโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่ไม่เป็นโรค.....	106
5.7 ค่าทางชีวสถิติของการทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า $\beta$ จาก ผู้ที่ไม่เป็นโรค.....	106
5.8 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่เป็นโรค.....	107
5.9 ผลการทดสอบค่าปกติและผิดปกติโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่เป็นโรค.....	107
5.10 ค่าทางชีวสถิติของการทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า $\beta$ จาก ผู้ที่เป็นโรค.....	108

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้า.....	8
2.2 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์ เกิดจากการแลกเปลี่ยนประจุไฟฟ้าระหว่างภายในและภายนอกเซลล์.....	9
2.3 การเกิดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากกระบวนการดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์ในแต่ละส่วนของหัวใจ.....	10
2.4 นิยามรูปคลื่นในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติประกอบด้วยรูปคลื่น P QRS และ T การวินิจฉัยรูปคลื่นจะพิจารณาจากความกว้าง ระยะห่าง และระยะต่างๆภายในแต่ละรูปคลื่น....	11
2.5 การติดสายบันทึกสัญญาณแบบ (ก) และ (ข) กระทำในแนวระนาบแนวดิ่ง (ค) ติดในแนวนอน.....	14
2.6 การวิเคราะห์ EA และ Ø (ก) ตำแหน่งการวางสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	16
(ข) แผนภูมิ EA ของหัวใจเพื่อใช้วินิจฉัยอาการทางหัวใจจาก Ø.....	16
2.7 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	17
2.8 ลักษณะการเปลี่ยนแปลงของส่วน ST แบบต่างๆที่เกิดขึ้นในการทดสอบการออกกำลังกายแบบที่ 1 มีการลดต่ำลงของส่วน ST ระหว่างการออกกำลังกายและกลับเป็นปกติในเวลาไม่เกิน 1 นาที.....	25
แบบที่ 2 มีการลดต่ำลงของส่วน ST ระหว่างการออกกำลังกายและเป็นมากขึ้นเมื่อหยุดออกกำลังกายชั่วระยะหนึ่งก่อนที่จะกลับมาเป็นปกติในระยะต่อมา.....	25
แบบที่ 3ก มีส่วน ST ที่ยกสูงขึ้นที่เป็นลักษณะของ Prinzmetal's angina.....	25
แบบที่ 3ข มีส่วน ST ที่ยกสูงขึ้นเล็กน้อยเนื่องจากการบีบตัวผิดปกติหรือแปลเป็นที่เวนทริเคิลซ้าย.....	25
3.1 โครงร่างของวัตถุในแนวเดียวกันของแต่ละคอลัมน์.....	32
3.2 แผนภาพขั้นตอนของโปรแกรมการแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปดิจิทัล.....	33
3.3 ภาพจากกระดาษกราฟ.....	34
3.4 ภาพที่ได้จากการเขียนโปรแกรมเพื่อตรวจจับกราฟ.....	34

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.5 กราฟที่ได้จากการแปลงข้อมูลภาพเป็นข้อมูลดิจิทัล.....	34
3.6 ภาพการประมาณค่าในช่วงฟังก์ชันกำลังสาม.....	36
3.7 การกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB.....	40
3.8 ตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ.....	41
3.9 รูปกราฟที่ทำการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสาม.....	41
3.10 การกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB.....	42
3.11 ตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ.....	42
3.12 รูปกราฟที่ทำการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสาม.....	43
3.13 การกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB.....	43
3.14 ตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ.....	44
3.15 รูปกราฟที่ทำการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสาม.....	44
3.16 การหาค่าตอบ $s_0$ ในพื้นที่การค้นหารัศมี R.....	46
3.17 ค่าตอบพื้นที่รอบข้าง $s_0$ .....	47
3.18 กำหนดค่าใหม่ให้กับค่าตอบพื้นที่รอบข้างที่ดีที่สุด.....	47
3.19 กำหนดค่าใหม่ให้กับ $s_0$ .....	47
3.20 การค้นหาค่าตอบในรอบต่อไป.....	48
3.21 การเดินย้อนรอยในกระบวนการค้นหาแบบตามูซึ่งปรับตัว.....	49
3.22 การค้นหาแบบตามูซึ่งธรรมดา.....	50
3.23 การค้นหาแบบตามูซึ่งปรับตัว.....	50
3.24 ผลการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 40 และรัศมีการค้นหาเป็น 1.....	52
3.25 ผลการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 50 และรัศมีการค้นหาเป็น 1.....	53
3.26 ผลการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 30 และรัศมีการค้นหาเป็น 1.....	53
3.27 ผลการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 30 และรัศมีการค้นหาเป็น 0.5.....	54
4.1 การถอดถอดแบบเชิงเส้นโดยการสร้างฟังก์ชันเส้นตรง.....	59
4.2 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนการออกกำลังกายโดยวิธี GLM.....	63
4.3 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนการออกกำลังกายโดยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์.....	71

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.4 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนการออกกำลังกายโดยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณะ.....	72
4.5 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ในลีด aVL.....	75
4.6 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ใน Lead II.....	76
4.7 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ในลีด V6.....	76
4.8 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ใน Lead II.....	77
4.9 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ใน Lead III.....	77
4.10 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ในลีด V3.....	78
5.1 ค่าการทดสอบของคนเป็นโรคและคนปกติที่ไม่มีค่าซ้อนกัน.....	81
5.2 ค่าการทดสอบของคนเป็นโรคและคนปกติที่บางค่าซ้อนกัน.....	81
5.3 ค่าการทดสอบของคนเป็นโรคและคนปกติที่ค่าซ้อนกันหมด.....	82
5.4 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย.....	89
5.5 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2.....	89
5.6 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย.....	90
5.7 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย.....	91
5.8 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2.....	91
5.9 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย.....	92
5.10 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย.....	93
5.11 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2.....	94



## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.12 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพัก หลังออกกำลังกาย.....	94
5.13 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพัก ก่อนออกกำลังกาย.....	95
5.14 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในขณะ ออกกำลังกายระยะที่ 2.....	95
5.15 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพัก หลังออกกำลังกาย.....	96
5.16 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพัก ก่อนออกกำลังกาย.....	97
5.17 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในขณะ ออกกำลังกายระยะที่ 2.....	97
5.18 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพัก หลังออกกำลังกาย.....	98
5.19 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพัก ก่อนออกกำลังกาย.....	99
5.20 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในขณะ ออกกำลังกายระยะที่ 2.....	100
5.21 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพัก หลังออกกำลังกาย.....	100
5.22 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะ พักก่อนออกกำลังกาย.....	101
5.23 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะ ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2.....	102
5.24 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะ พักหลังออกกำลังกาย.....	102

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.25 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะ พักก่อนออกกำลังกาย.....	103
5.26 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะ ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2.....	104
5.27 การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะ พักหลังออกกำลังกาย.....	104
5.28 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิง ทั้ง 3 ระยะในลีด aVF.....	109
5.29 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศ ชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด aVF.....	110
5.30 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิง ทั้ง 3 ระยะใน Lead II.....	110
5.31 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศ ชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead II.....	111
5.32 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิง ทั้ง 3 ระยะใน Lead III.....	111
5.33 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศ ชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead III.....	112
5.34 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิง ทั้ง 3 ระยะในลีด V2.....	112
5.35 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศ ชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด V2.....	113
5.36 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิง ทั้ง 3 ระยะในลีด V5.....	113
5.37 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศ ชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด V5.....	114

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่

หน้า

5.38	ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตสูงสุดของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและ เพศหญิงในทุกลิค.....	114
5.39	ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตสูงสุดของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของ เพศชายและเพศหญิงในทุกลิค.....	115

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันนี้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีบทบาทอย่างมากในทางการแพทย์ เนื่องจากมีประชากรที่ป่วยด้วยโรคหัวใจเป็นจำนวนมาก ถึงแม้ว่าผู้ที่ป่วยเป็นโรคหัวใจส่วนมากมักมีการแสดงอาการของการเป็นโรคหัวใจที่คล้ายคลึงกัน แต่สาเหตุของการเกิดโรคหัวใจและวิธีการรักษาของผู้ป่วยแต่ละคนอาจจะแตกต่างกันไป โดยแพทย์จะวินิจฉัยสาเหตุของการเกิดโรคหัวใจจากการตรวจร่างกายหลายด้าน เช่น การฟังเสียงการเต้นของหัวใจ การตรวจเสียงสะท้อนของหัวใจ (Echocardiography) การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography) และอื่นๆ ในการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงให้เห็นถึงการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนต่างๆ โดยทั่วไปนั้นเมื่อพบความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งการวินิจฉัยอาการของโรคจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นทำโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นผู้ทำการวินิจฉัยโรค จึงได้มีการนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์หาอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจมากขึ้น

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG หรือ EKG) คือ ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จากการทำงานของหัวใจ โดยการนำแผ่นอิเล็กโทรดขั้วบวกและขั้วลบมาวางตามตำแหน่งต่างๆ ของร่างกาย ได้แก่ แขน ขา และหน้าอก ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แพทย์นิยมใช้ในการวินิจฉัยโรคในปัจจุบันนั้น คือ แบบ 12 เส้นประกอบด้วย Bipolar Leads 3 เส้น ได้แก่ Lead I, Lead II, Lead III Unipolar Leads 3 เส้น ได้แก่ aVR, aVL, aVF และ Chest Leads 6 เส้น ได้แก่ V1, V2, V3, V4, V5, V6 โดยทั่วไปการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพียงอย่างเดียวนั้นจะไม่สามารถที่จะบ่งบอกความผิดปกติได้อย่างชัดเจนในโรคเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด ซึ่งได้มีการนำเอาวิธีการทดสอบสมรรถภาพหัวใจด้วยการออกกำลังกาย (Exercise Stress Test) มาช่วยในการวินิจฉัยโรค (อุไร ศรีแก้ว, 2542) โดยวิธีการทดสอบที่นิยมใช้มีอยู่ 2 ประเภทคือ ใช้เครื่องออกกำลังกายแบบสายพาน (Treadmill) และจักรยานออกกำลังกาย (Bicycle ergometer) ในงานวิจัยนี้ใช้ผลการทดสอบของเครื่องออกกำลังกายแบบสายพาน เนื่องจากการที่สามารถทดสอบการออกกำลังกายมากที่สุดซึ่งจะช่วยการวินิจฉัยโรคหัวใจขาดเลือดได้อย่างแม่นยำขึ้น การทดสอบสมรรถภาพหัวใจด้วยการออกกำลังกายนี้จะทำให้สามารถจำแนกความผิดปกติของหัวใจและหลอดเลือดเพื่อจะได้ทำการรักษาอย่างทันทั่วทั้งที่มี การสังเกตเห็นความผิดปกติที่เกิดขึ้น

เนื่องจากการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจนิยมเก็บในลักษณะของกระดากกราฟจึงจำเป็นต้องมีการแปลงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัลหรือทางอิเล็กทรอนิกส์ จากการศึกษาพบว่าในการแปลงนี้มีวิธีต่างๆ เช่น วิธี The First Absolute Central Moment (M. Demi, M. Paterni, A. Benassi, 2000) วิธี The First Order Absolute Moment (Y. Zigel, A. Cohen, A. Abu-Ful, 1997) แต่วิธีที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้คือ วิธีทินนิง (Thinning Method) (Jian Tao Wang, Dinesh P. Mital, 1996) ซึ่งเป็นการหาค่าพิกเซลกึ่งกลางในแต่ละคอลัมน์ของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เมื่อทำการแปลงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปแบบสัญญาณดิจิทัลแล้ว สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังมีความการยกดของเส้นฐานเกิดขึ้น จึงต้องมีการแก้ไขการยกดของเส้นฐานดังกล่าว ซึ่งเป็นปัญหาหลักอันหนึ่งในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เส้นฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจประมาณโดยการแทรกจุดของเส้นฐานที่ต่อเนื่องกันกับเส้นเส้นโค้งกำลังสาม (cubic spline) (Fabio Badilini, Arthur J. Moss, Edward L. Titlebaum, 1991) ถูกประมาณด้วยเส้นฐานต่อเนื่องโดยร่วมกับจุดบนเส้นฐานกับเส้นโค้งอันดับสาม พารามิเตอร์ของเส้นโค้งต่างๆถูกคำนวณโดยการรวมอนุพันธ์แรกและอนุพันธ์ที่สองของจุดมูลฐานภายใน ดังนั้นการหาผลลัพธ์จึงทำให้ได้เส้นฐานสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ราบเรียบ งานก่อนหน้านี้นี้มีการเสนอข้อได้เปรียบในการใช้เส้นโค้งกำลังสาม (C.R. Meyer, H.M. Kaiser, 1977) ซึ่งวิธีเทคนิคเส้นโค้งกำลังสามนี้เป็นการประมาณเส้นฐานที่ไม่ใช่ฟิลเตอร์จึงทำให้หลีกเลี่ยงปัญหาของการบิดเบือนเฟสในส่วนประกอบของ ST และกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ต่ำของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (D.I. Tayler, R. Vincent, 1985)

ได้มีการศึกษาวิจัยแบบจำลองของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการใช้แบบจำลองในการจำแนกการผิด ปกติของหัวใจ เช่น การหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลต (ณรงค์ศักดิ์ วิริยะนนท์ศักดิ์, 2545) แบบจำลองฟัซซี่ (วรวิษฐ์ อัสวสันต์ตระกูล, 2002) แบบจำลอง Autoregressive (Dingfei Ge, Narayanan Srinivasan, Shankar M Krisman, 2002) ฟังก์ชันเกาส์เซียน (Thomas Schimming, 1997) และแบบจำลอง Spline (Bin He, Guanglin Li, Jie Lian, 2002) เป็นต้น ในงานวิจัยนี้จะนำแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ชื่อว่า สูตรเตหะราน-ไคโร (Tehran-Cairo formula) (Abbasi, VR., 2001) มาทำการศึกษาถึงการเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะพักก่อนออกกำลังกาย (Rest) ในขณะออกกำลังกายโดยพิจารณาระยะที่ 2 และคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะพักหลังออกกำลังกาย (Recovery) เพื่อให้เห็นการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ในแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในแต่ละระยะที่ทำการทดลอง จุดเด่นที่นำแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ซึ่งประกอบด้วยพารามิเตอร์ 32 พารามิเตอร์มาพิจารณาหาช่วงค่าและการแปรผันของพารามิเตอร์ในขณะที่อยู่นิ่งและขณะออกกำลังกายทั้ง 12 ลีด พร้อมทั้งทำการเก็บตัวอย่างคนไข้จริงจะทำให้เราได้ค่าของพารามิเตอร์ต่างๆ ที่จะสามารถจำแนกผู้ที่ไม่เป็นโรคและผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อ

เนื้อหัวใจขาดเลือดโดยทำการพิจารณาทั้ง 3 ระยะที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นแล้ว เมื่อได้ค่าพารามิเตอร์จากสูตรเตหะราน-โคโร แล้วจึงนำไปหาค่าพารามิเตอร์ที่ไม่ทราบค่าโดยวิธีค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว (adaptive tabu search) (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004) ซึ่งสามารถหลีกเลี่ยงค่าตอบวงแคบเฉพาะบริเวณ (local optimum) และดำเนินการค้นหาคำตอบต่อไปเรื่อยๆ จนกระทั่งได้คำตอบที่ดีที่ใกล้เคียงความเป็นวงกว้าง (near global optimum) (Mantawy et al., 1998 : Kaplan et al., 1998 : Bland and Dawson, 1991) เพื่อนำผลที่ได้มาทำการวิเคราะห์ผลอันจะเป็นประโยชน์ต่อแพทย์ผู้ทำการรักษาในการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด

ส่วนการวิเคราะห์ข้อมูล โดยปกติในงานวิจัยที่ผ่านมาจะพิจารณาในส่วนของ QRS เป็นหลักเช่น การพิจารณาโดยใช้วิธี Athens QRS score ซึ่งเป็นการหาค่าผลต่างของค่าแอมพลิจูดของคลื่น Q, R และ S ระหว่างระยะพัก กับระยะขณะออกกำลังกาย นอกจากนี้ยังพิจารณาการลดต่ำของส่วนST แล้วจึงได้นำหลักทางชีวสถิติมาทำการประเมินค่าด้วย (Michaelides, A.P.,1990) และ (García, J.,2000) ต่อมาแนวคิดเรื่องการวิเคราะห์โดยใช้พื้นที่ใต้กราฟของ ST/HR hysteresis การลดต่ำของส่วน ST ทั้งขณะออกกำลังกายและหลังออกกำลังกายโดยนำหลักทางชีวสถิติมาพิจารณาเช่นกัน (Lehtinen, R.,1996) จากนั้นมีการนำค่าตัวแปร HRV (Heart Rate Variability) มาวิเคราะห์ผลทดสอบในเชิงความถี่และเวลาเพิ่มเติมจากการวิเคราะห์ที่ผ่านมาแล้วนำมาประเมินโดยใช้ชีวสถิติอีกเช่นเคย (Mateo, J.,2001) ในงานวิจัยนี้ใช้การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี Generalized Linear Model (GLM) เพื่อทำการจำแนกคนปกติและคนที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Dingfei Ge, Narayanan Srinivasan, Shankar M Krisman, 2002) โดยมีการประเมินค่าของพารามิเตอร์ ที่หาได้จากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของทั้งกลุ่มที่เป็นปกติและผิดปกติมาวิเคราะห์โดยใช้หลักการชีวสถิติ ทางระบบวิทยา (สลิ้ม แจ่มอุลิตร์ตัน, 2542) แล้วกำหนดให้เป็นการวินิจฉัยมาตรฐานโกลด์ (Gold Standard) จากนั้นได้นำผลมาคำนวณค่าความไว (Sensitivity) ค่าความจำเพาะ (Specificity) ค่าคาดคะเนผิดปกติ (Positive predictive values) และค่าคาดคะเนปกติ (Negative predictive values)

## 1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย

1. นำแบบจำลองทางคณิตศาสตร์มาจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะออกกำลังกาย
2. ใช้การคำนวณเชิงตัวเลขและวิธีการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัวหาค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์
3. ใช้พารามิเตอร์ของแบบจำลองสูตรเตหะราน-โคโรระบุถึงความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

### 1.3 ข้อตกลงเบื้องต้น

1. ใช้ข้อมูลคนไข้จริงจากเครื่อง Exercise Stress Test รุ่น Q-Stress ของโรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมาและศูนย์หัวใจสิริกิติ์ฯ
2. ทำการเก็บข้อมูลคนไข้จริงที่เป็นปกติจำนวน 118 คนเป็นผู้ชายจำนวน 64 คนและผู้หญิง 54 คน ส่วนคนไข้ที่เป็นโรคหัวใจขาดเลือด 82 คนเป็นผู้ชายจำนวน 40 คนและผู้หญิง 42 คน
3. ใช้กระดาษกราฟมาตรฐานในการอ่านข้อมูลจากคนไข้โดยกำหนดค่าในการอ่านดังนี้  
 ทางแกน y 1 ช่อง = 1 mm และ 10 mm / 1 mV  
 ทางแกน x 1 ช่อง = 1 mm และ 25 mm / 1 sec

### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

1. ทำการหาค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 ช่วงเวลา คือ ระยะพัก (Rest) การออกกำลังกายระยะที่ 2 (Stage2) และระยะพักหลังออกกำลังกาย (Recovery) ที่เก็บข้อมูลได้จากเครื่องออกกำลังกายแบบสายพาน
2. เก็บตัวอย่างผู้ที่ไม่เป็นโรคและผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด จากนั้นทดสอบเพื่อวิเคราะห์ผลโดยใช้หลักการทางหลักชีวสถิติ

### 1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1. ศึกษาสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยมีรายละเอียดดังนี้
  - ความสัมพันธ์ระหว่างการทำงานของหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
  - ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
  - ศึกษาวิธีการวิเคราะห์ความผิดปกติของหัวใจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ทำการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ขณะออกกำลังกายของผู้ที่ไม่เป็นโรคและผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดจำนวน 200 คน
3. ประยุกต์ใช้การแปลงสัญญาณภาพไปอยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัลด้วยกระบวนการประมวลสัญญาณภาพในการหาค่าของพารามิเตอร์ในแบบจำลองทางคณิตศาสตร์จากกราฟที่เก็บข้อมูลมา
4. ศึกษาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์คือสูตรเตหะราน-โคโร เพื่อจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การคำนวณเชิงตัวเลขและวิธีการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัวในการหาค่าพารามิเตอร์
5. ดำเนินการศึกษาเพื่อใช้พารามิเตอร์ในแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในการระบุผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้หลักการทางชีวสถิติ

## 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เพื่อช่วยในการเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สะดวกมากขึ้นโดยมีรูปแบบดิจิทัลเนื่องจากโดยปกติจะเก็บข้อมูลด้วยกระดาษกราฟ
2. เพื่อที่เป็นประโยชน์ในการตรวจระบุโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย

## 1.7 การจัดรูปเล่มวิทยานิพนธ์

ในงานวิทยานิพนธ์นี้ประกอบด้วย 6 บทและ 11 ภาคผนวก โดยมีรายละเอียดดังนี้

บทที่ 1 เป็นบทนำที่อธิบายความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย ขอบเขตงานเบื้องต้น ขอบเขตการวิจัย ขั้นตอนการดำเนินงานและประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

บทที่ 2 อธิบายเกี่ยวกับความรู้ในเรื่องสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก การทดสอบสมรรถภาพของหัวใจด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสายพาน พร้อมทั้งข้อดีและข้อเสียของเครื่องแต่ละแบบ อธิบายทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคหัวใจขาดเลือด

บทที่ 3 อธิบายเกี่ยวกับโมเดลทางคณิตศาสตร์ชื่อเตหะราน-โคโร การแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาษกราฟไปเป็นรูปแบบสัญญาณดิจิทัล การประมาณเส้นฐานโดยวิธี Cubic spline เพื่อการจัดการยกตัวของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัวในการหาค่าพารามิเตอร์ของโมเดลทางคณิตศาสตร์ โดยมีผลการทดลองในแต่ละขั้นตอนทั้ง 3 สถานะ

บทที่ 4 อธิบายวิธีการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจและผลการทดลองทั้ง 3 วิธี เมื่อได้วิธีที่ให้ผลดีที่สุดก็นำมาทดลองแบบแยกสถานะและรวมสถานะ พร้อมทั้งแสดงผลการทดลองดังกล่าว

บทที่ 5 แสดงผลการทดลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยวิธี GLM ทั้ง 3 สถานะของผู้ชายและผู้หญิงที่ปกติและเป็นโรคหัวใจขาดเลือด พร้อมทั้งค่าขอบเขตที่ใช้ทำการจำแนกผลการทดลองและค่าทางชีวสถิติต่างๆ

บทที่ 6 สรุปผลของงานวิทยานิพนธ์และข้อเสนอแนะ

ภาคผนวก ก. ตารางพารามิเตอร์ทั้งหมด

ภาคผนวก ข. โปรแกรมการแปลงรูปภาพไปเป็นรูปแบบดิจิทัล

ภาคผนวก ค. โปรแกรมการประมาณเส้นฐานโดยวิธีเส้นโค้งกำลังสาม

ภาคผนวก ง. โปรแกรมการหาค่าระยะต่างๆในกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ภาคผนวก จ. โปรแกรมการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว

ภาคผนวก ฉ. โปรแกรมการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 วิธี

ภาคผนวก ช. ตารางและภาพแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะ



ภาคผนวก ซ. ตารางและภาพแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะ

ภาคผนวก ฉ. ตารางแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้  $\beta$  ของผู้ที่ไม่เป็นโรคและผู้ที่เป็นโรค

ภาคผนวก ญ. ตารางแสดงค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานพร้อมทั้งผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของพารามิเตอร์ในผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรค

ภาคผนวก ก. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

## บทที่ 2

# ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

## ขณะออกกำลังกาย

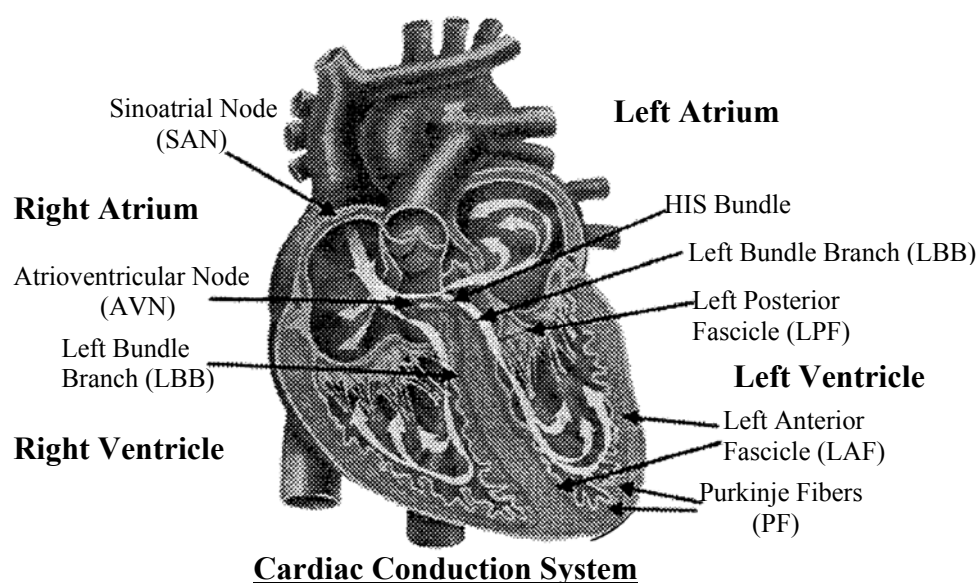
ปัจจุบันนี้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีบทบาทอย่างมากในทางการแพทย์ เนื่องจากมีประชากรที่ป่วยด้วยโรคหัวใจเป็นจำนวนมาก ถึงแม้ว่าผู้ป่วยเป็นโรคหัวใจส่วนมากมักมีการแสดงอาการของการเป็นโรคหัวใจที่คล้ายคลึงกัน แต่สาเหตุของการเกิดโรคหัวใจและวิธีการรักษาของผู้ป่วยแต่ละคนอาจจะแตกต่างกันไป โดยแพทย์จะวินิจฉัยสาเหตุของการเกิดโรคหัวใจจากการตรวจร่างกายหลายด้าน เช่น การฟังเสียงการเต้นของหัวใจ การตรวจเสียงสะท้อนของหัวใจ (Echocardiography) การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography) และอื่นๆ การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงให้เห็นถึงการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนต่างๆ โดยทั่วไปเมื่อพบความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในการวินิจฉัยอาการของโรคจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น ทำโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นผู้ทำการวินิจฉัยโรค

## 2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก

### 2.1.1 ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าในหัวใจ (Electrical Conduction System of the Heart)

ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในหัวใจ ประกอบด้วยห้องเพียง 2 ห้อง คือ เอเทรียม (Atrium) กับเวนทริเคิล (Ventricle) โดยเอเทรียมทั้ง 2 ห้องทำหน้าที่ทางสรีระไฟฟ้า (electrophysiology) เป็นเพียงหน่วยเดียวเท่านั้น จะไม่มีขอบเขตทางไฟฟ้า (electrical boundary) ระหว่างห้องเอเทรียมทั้งสอง ระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในหัวใจประกอบด้วยต่อม SA (Sinoatrial node) เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 2.1 เมื่อเอเทรียมถูกกระตุ้นด้วยขบวนการทางไฟฟ้า ทำนองเดียวกับเวนทริเคิลทั้งสองข้างก็เปรียบเหมือนหนึ่งหน่วยด้วย ทั้งสองหน่วยนี้ถือเป็นห้องทางสรีระไฟฟ้า ซึ่งแยกจากกันด้วยวงแหวนที่ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ (fibrous ring) ซึ่งทำให้มีคุณสมบัติเพื่อต่อการนำไฟฟ้าแต่ละกระแสไฟฟ้าสามารถผ่านจากเอเทรียมลงมาถึงเวนทริเคิลได้โดยทางเดินพิเศษ คือ ทางระบบเหนี่ยวนำไฟฟ้า (conduction system) ซึ่งประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนี้เอง แต่เป็นเซลล์ที่ซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษสามารถทำให้หัวใจทำงานได้เองเป็นจังหวะมากขึ้นโดยที่เป็นตัวเริ่มทำให้กล้ามเนื้อหัวใจมีการกระตุ้นด้วยขบวนการไฟฟ้าและมีกลไกตามลำดับ ผลก็คือทำให้เกิดการหดและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจตลอดเวลา

ลำดับขั้นตอนการนำไฟฟ้าภายในหัวใจประกอบ (พิจารณารูปที่ 2.1 ประกอบ) มีลำดับดังนี้คือ จาก SAN → AVN → BH → BB (LB หรือ RB) → PF ตามลำดับ ในการทำงานของหัวใจคล้ายกับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็กซึ่งมีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการนำไฟฟ้าอยู่ภายในเซลล์การกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดการหดตัวและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ถูกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือดและหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกายได้ ผนังหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์และภายในเซลล์แตกต่างกันได้



**Cardiac Conduction System**

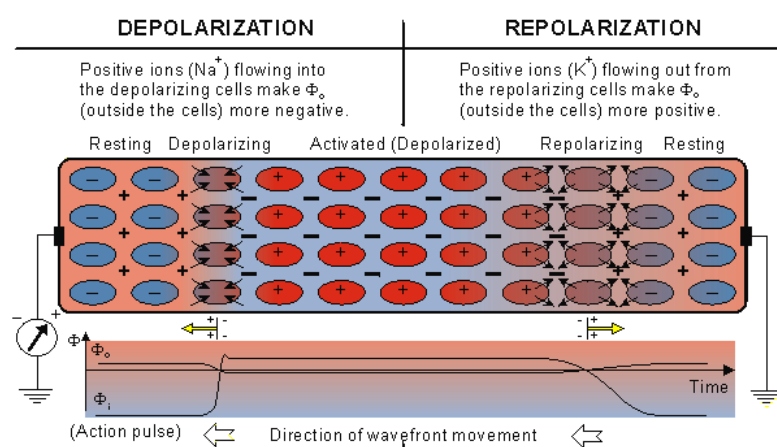
รูปที่ 2.1 ระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้า

(<http://www.siumed.edu/peds/teaching/Cardiology/conduct.htm>)

### 2.1.2 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์

โดยปกติเมื่อเซลล์อยู่ในระยะพักตัว (at rest) ภายในเซลล์จะมีศักย์ไฟฟ้า  $\Phi_i$  ค่าน้อยประมาณ  $-60$  ถึง  $-100$  มิลลิโวลต์ เรียกว่า ศักย์ขณะเซลล์พัก (resting potential) และเรียกสภาวะที่เซลล์ในขณะนี่ว่าสภาวะโพลาไรซ์ (polarization) เมื่อเซลล์ได้รับการกระตุ้น (depolarization/activated) เนื่องจากธรรมชาติหรือการกระตุ้นเทียมค่า  $\Phi_i$  จะสูงขึ้นประมาณ  $+20$  มิลลิโวลต์ เรียกว่า ศักย์กระตุ้น (action potential) การที่ค่า  $\Phi_i$  มีค่าที่แตกต่างกันนี้เกิดจากความแลกเปลี่ยนความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียม (ภายนอกเซลล์) โพแทสเซียม (ภายในเซลล์) โดยปกติภายในเซลล์มีสารโพแทสเซียม สูงโซเดียมต่ำ ซึ่งตรงกันข้ามกับภายนอกเซลล์ที่มี

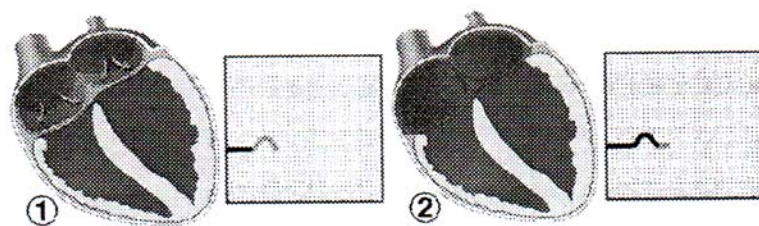
สารโปรแตสเซียมต่ำ สารโซเดียมสูง สารเกลือแร่เหล่านี้จะซึมผ่านเข้าและออกจากเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ค่าศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์  $\Phi_0$  ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองเมื่อถูกกระตุ้นโดยสารโซเดียมภายนอกจะเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็วทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วด้วย ต่อมาศักย์ไฟฟ้าก็จะค่อยๆ ลดลงเพราะมีสารโปรแตสเซียมซึมผ่านออกจากเซลล์เรียกว่าเซลล์อยู่ในภาวะกลับตัว (repolarization) ตามด้วยสารโซเดียมถูกขับออกนอกเซลล์



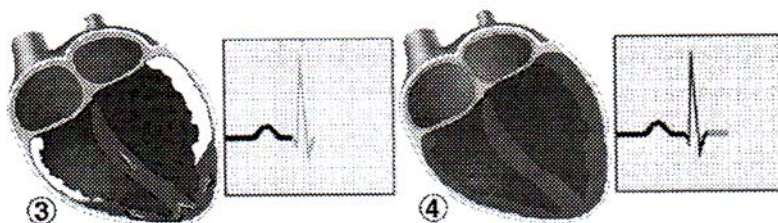
รูปที่ 2.2 กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์ เกิดจากการแลกเปลี่ยนประจุไฟฟ้าระหว่างภายในและภายนอกเซลล์

(<http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/15/15.htm>)

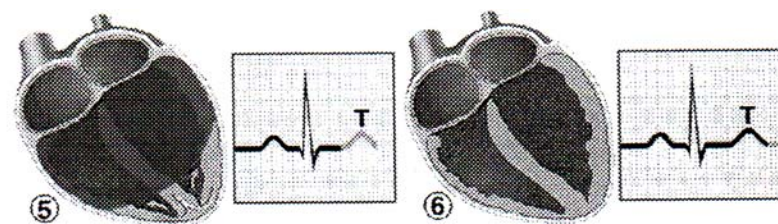
ในทางไฟฟ้าพบว่า เมื่อค่าแรงดันมีการเปลี่ยนแปลงและเซลล์มีความต้านทานทางไฟฟ้าจะทำให้เกิดเส้นทางของกระแสไฟฟ้าไหลผ่านจากเซลล์หนึ่งไปสู่อีกเซลล์หนึ่งต่อไปเป็นลูกโซ่ ทำให้เกิดศักย์กระตุ้นแต่ละส่วนของหัวใจ ในหนังสือบางเล่มเรียกว่า เป็นการแพร่ของศักย์กระตุ้น (Webster, 1998) เมื่อรวมศักย์กระตุ้นที่เกิดขึ้นในแต่ละส่วนภายในหัวใจ ผลที่ได้คือสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ กระบวนการดังกล่าวแสดงได้ดังรูปที่ 2.3



1. Atria begin depolarizing. 2. Atria depolarization complete.



3. Ventricular depolarization begin at apex and progress superiorly as atria repolarize. 4. Ventricular depolarization complete.

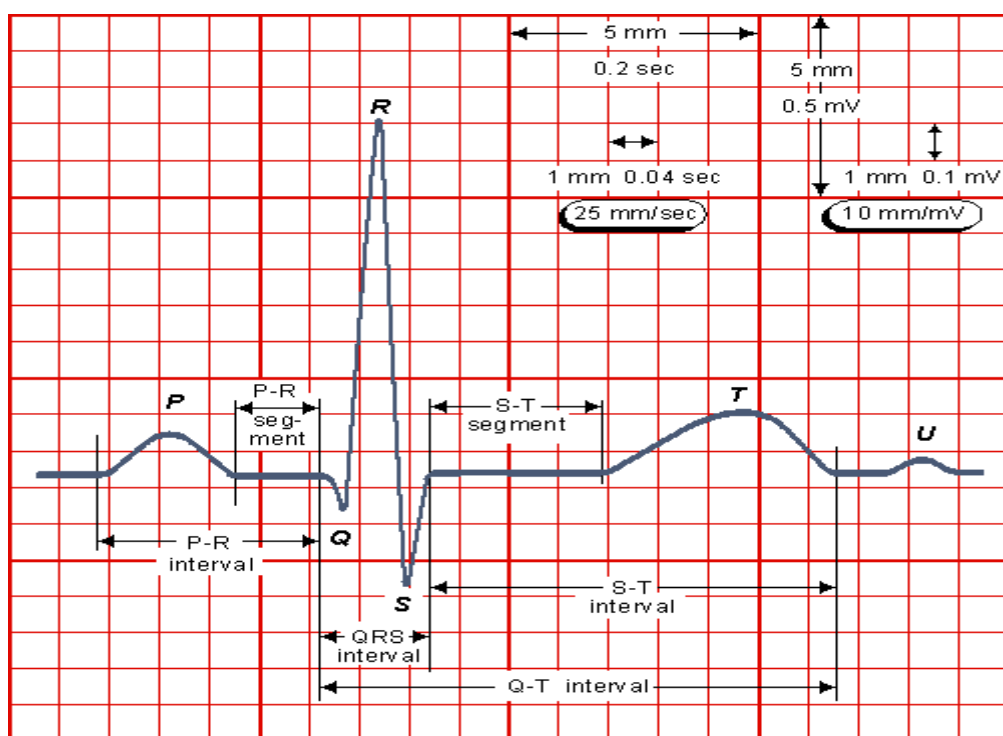


5. Ventricular repolarization begin at apex and progress superiorly. 6. Ventricular repolarization complete, heart is ready for the next cycle.

รูปที่ 2.3 การเกิดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากกระบวนการดีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์ในแต่ละส่วนของหัวใจ ([http://elec.kku.ac.th/paper/ECG\\_tut](http://elec.kku.ac.th/paper/ECG_tut))

### 2.1.3 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ประกอบด้วยรูปคลื่น P รูปคลื่น Q รูปคลื่น R รูปคลื่น S (QRS complex) รูปคลื่น T และรูปคลื่น U (พบได้บางครั้ง) ดังรูปที่ 2.4 สามารถอธิบายรูปคลื่นต่างๆได้ดังนี้



รูปที่ 2.4 นิยามรูปคลื่นในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติประกอบด้วยรูปคลื่น P QRS และ T การวินิจฉัยรูปคลื่นจะพิจารณาจากความกว้าง ระยะห่างและระยะต่างๆภายในแต่ละรูปคลื่น จากรูปพบว่ารูปคลื่นประกอบด้วย ความกว้างของรูปคลื่น P QRS และ T ระยะห่าง PR ST และ QT (<http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/15/15.htm>)

คลื่น P เกิดจากการดีโพลาไรซ์ที่เอเทรียม ซึ่งมีขบวนการเริ่มต้นจากต่อม SA แล้วแผ่กระจายไปทั่วทุกทิศทางไปทั่วกล้ามเนื้อหัวใจของเอเทรียมขวา โดยมีทิศทางรวมของไฟฟ้าเฉียงไปทางซ้ายเล็กน้อยและลงล่างส่วนเอเทรียมซ้ายนั้น บริเวณกล้ามเนื้อหัวใจของเอเทรียมซ้ายที่ได้รับการแผ่กระจายไฟฟ้าจากเอเทรียมขวาก่อนส่วนอื่นทั้งสิ้น คือ บริเวณในเอเทรียมซ้ายซึ่งอยู่ใกล้ต่อม SA มากที่สุด

กลุ่มคลื่น QRS เกิดจากการดีโพลาไรซ์ที่เวนทริเคิล ถ้าเริ่มต้นหัวกลับเรียกว่ารูปคลื่น Q ถ้าหัวตั้งเรียกว่ารูปคลื่น R ไม่ว่าจะนำหน้าด้วย Q หรือไม่ ส่วนหัวกลับที่ตามหลังรูปคลื่น R เรียกว่ารูปคลื่น S ไม่ว่าจะมียุคลื่น Q นำมาก่อนหรือไม่ก็ตาม ถ้ามีรูปคลื่น Q โดยไม่มีรูปคลื่น R ตามหลังอาจเรียกว่ากลุ่มคลื่น QS แต่ถ้ามีรูปคลื่น R ตามหลังรูปคลื่น S เราเรียกว่า R'

คลื่น T ตามหลังส่วน ST แสดงถึงการรีโพลาไรซ์ที่เวนทริเคิล ปกติจะมีลักษณะหัวตั้งในเช่น I, II, V<sub>5</sub> และ V<sub>6</sub> และหัวกลับใน aVR โดยทั่วไปรูปคลื่น T มักมีลักษณะสมมาตร

คลื่น U ตามหลังรูปคลื่น T (อาจพบหรือไม่ก็ได้) สาเหตุที่เกิดรูปคลื่น U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่ชัดแต่อาจจะเกิดเนื่องจากการรีโพลารไรซ์ที่เนื้อเยื่อ Pukinje โดยปกติจะมีขนาดเล็กกว่ารูปคลื่น T

#### 2.1.4 พารามิเตอร์สำหรับวินิจฉัยอาการทางหัวใจ

จากหัวข้อที่ผ่านมาพบว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคนปกติทั่วไปประกอบด้วยรูปคลื่น P รูปคลื่น QRS และรูปคลื่น T เป็นต้น ในบางครั้งอาจพบว่ามีรูปคลื่น U ปรากฏตามหลังรูปคลื่น T ในการวินิจฉัยอาการหัวใจโดยแพทย์นิยมวิเคราะห์จากค่าพารามิเตอร์ภายในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีดังนี้คือ 1) ความกว้างของรูปคลื่น P (ระยะเวลากระบวนการดีโพลารไรซ์ที่เอเทรียม) 2) ความกว้างของรูปคลื่น QRS (ระยะเวลากระบวนการดีโพลารไรซ์ที่เวนทริเคิล) 3) ความกว้างของรูปคลื่น T (ระยะเวลากระบวนการรีโพลารไรซ์ที่เวนทริเคิล) 4) ระยะห่าง PR (ระยะเวลาที่ต่อม SA ถูกกระตุ้นนำสัญญาณไปยังต่อม AV) 5) ระยะห่าง ST (ระยะเวลาที่เวนทริเคิลรีโพลารไรซ์เสร็จสิ้นแล้ว) 6) ระยะห่าง QT (ระยะเวลาที่เวนทริเคิลดีโพลารไรซ์และรีโพลารไรซ์) 7) ขนาดของรูปคลื่น P (ขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยจากต่อม SA) 8) ขนาดของรูปคลื่น R (ขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยจากต่อม AV) 9) ขนาดของรูปคลื่น T (ขนาดของศักย์ไฟฟ้าในขณะที่เวนทริเคิลรีโพลารไรซ์) 10) ส่วน PQ (ระยะเวลาหลังจากเอเทรียมดีโพลารไรซ์จนถึงเวนทริเคิลเริ่มดีโพลารไรซ์) และ 11) ส่วน ST (ระยะเวลาหลังจากเวนทริเคิลดีโพลารไรซ์จนถึงเวนทริเคิลเริ่มรีโพลารไรซ์)

#### 2.1.5 กระดาษกราฟบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

กราฟบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในรูปที่ 2.4 ใช้สำหรับบันทึกจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยทั่วไปกระดาษบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะเหมือนกับกระดาษกราฟทั่วไป คือ ประกอบด้วยเส้นตรงในแนวตั้งและแนวนอน กราฟดังกล่าวถูกออกแบบมาเพื่อให้สามารถใช้งานร่วมกับเครื่องออสซิลโลสโคปที่สามารถบันทึกสัญญาณได้ในการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีดนิยมกำหนดความเร็วในการวิ่งของกระดาษกราฟที่ 25 มิลลิเมตรต่อวินาที การวัดระยะเวลาและขนาด (ศักย์ไฟฟ้า) สามารถกระทำบนกราฟนี้โดยการวัดเวลาแทนด้วยตำแหน่งในแนวแนวนอนและศักย์ไฟฟ้าจะแทนตำแหน่งในแนวแกนตั้ง (2 ช่องใหญ่เท่ากับ 1 มิลลิโวลต์ ดังนั้น 1 มิลลิโวลต์ เท่ากับ 10 มิลลิเมตร) นั่นคือในการเปรียบเทียบเครื่องบันทึกสัญญาณจะใช้ค่าเป็นมิลลิโวลต์ รายละเอียดเพิ่มเติมผู้อ่านสามารถศึกษาเพิ่มเติมได้จาก (สมศรี, 2530) (Beasley and West, 2001)

#### 2.1.6 อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate)

อัตราการเต้นของหัวใจบ่งบอกถึง ความเร็วในการเต้นของหัวใจโดยทั่วไปมีนิยามว่า ในหนึ่งนาทีหัวใจเต้นกี่ครั้ง (รอบ) ในการวินิจฉัยอาการหัวใจทางคลินิกนิยมวิเคราะห์จากอัตรา

การเต้นของหัวใจ เพราะสามารถกระทำได้ง่าย นอกจากนี้ยังใช้สำหรับระบุอาการทางหัวใจได้ เช่น หัวใจเต้นช้า (bradycardia) คือ หัวใจเต้นเร็ว (tachycardia) ในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจสามารถทำได้ 3 วิธีดังนี้

- โดยการใช้รูปคลื่น R ในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพียง 2 บิท โดยนับระยะทางจากยอดของรูปคลื่น R ตัวที่หนึ่งไปจนถึงยอดของรูปคลื่น R ตัวที่สอง ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าช่วง RR นั้นเอง แล้วพิจารณาว่าเป็นกี่ช่องใหญ่ของกระดาษบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

- ในกรณีที่มีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจติดต่อกันหนึ่งยาวพอ สามารถทำการวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้โดยทำการนับจำนวนของรูปคลื่น R ที่อยู่ใน 15 ช่องใหญ่ของกระดาษบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วคูณด้วย 20 ผลลัพธ์ที่ได้คือ อัตราการเต้นของหัวใจใน 1 นาที

- การใช้ไม้บรรทัดพิเศษสำหรับหาอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งต้องการสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างน้อยที่สุด 4 บิท โดยวางไม้บรรทัดลงบนยอดของรูปคลื่น R ตัวที่หนึ่ง และพิจารณาว่ายอดของรูปคลื่น R ตัวที่ถัดไปอีก 3 บิท ตรงกับตัวเลขใดบนไม้บรรทัด ตัวเลขนั้นก็คืออัตราการเต้นของหัวใจ

#### 2.1.7 การติดสายบันทึกสัญญาณ (ECG lead system)

ในการติดสายบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทุกครั้ง ต้องทำความสะอาดในบริเวณที่ทำการติดอิเล็กโทรด (electrode) ก่อนเป็นอันดับแรก จากนั้นทาเจล (gel) ตรงบริเวณที่จะทำการติดอิเล็กโทรด เหตุผลที่ทาเจลเพื่อลดค่าอิมพีแดนซ์ที่ผิว (skin impedance ) และทำให้น้ำไฟฟ้าได้ดียิ่งขึ้น การติดสายวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐาน (standard lead) ในที่นี้เป็นระบบ 6 แกน โดยแบ่งเป็นระนาบด้านหน้าหรือแนวตั้ง (frontal plane) และแนวนอน (horizontal plane) (Webster, 1998) ซึ่งแต่ละสายจะติดตามส่วนต่างๆของร่างกายเพื่อทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยสายที่ใช้ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม (12 ลีด) ดังแสดงในรูปที่ 2.5

Bipolar limb leads (I, II, III) เป็นการติดสายวัดสัญญาณตามส่วนต่างๆ ของร่างกายในรูปสามเหลี่ยมเอนโทเฟน (Entroven's triangle) เช่น แขนขวา แขนซ้ายและขาซ้าย (ขาขวาเป็นสายดิน) แล้วทำการวัดแรงดันระหว่างขั้วทั้งสองดังแสดงในรูปที่ 2.5 (ก) การติดสายบันทึกสัญญาณในลักษณะเช่นนี้เรียกว่าเป็นการติดสายบันทึกสัญญาณในแนวระนาบแนวตั้ง ผลที่ได้จากการวัดลักษณะนี้คือ

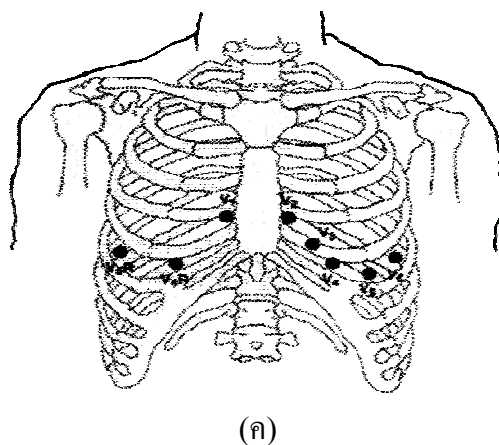
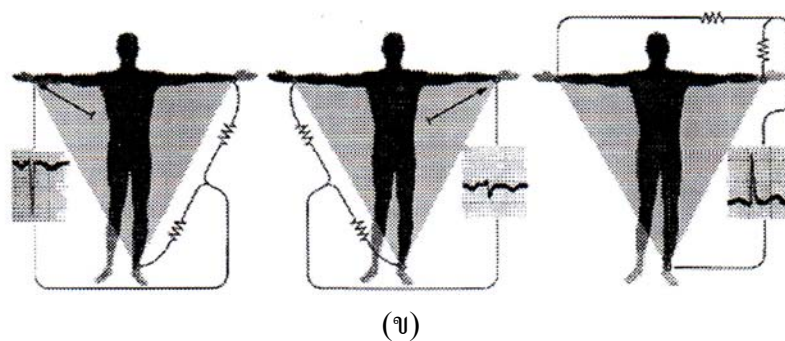
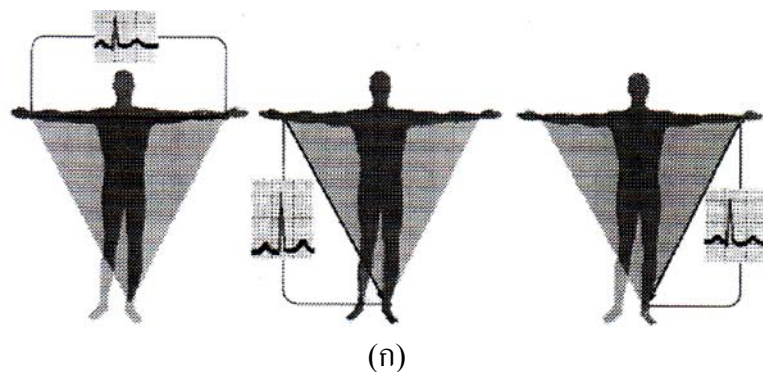
Lead I คือ การวัดสัญญาณระหว่างแขนขวากับแขนซ้าย

Lead II คือ การวัดสัญญาณระหว่างแขนขวากับขาซ้าย

Lead III คือ การวัดสัญญาณระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย



Unipolar limb leads (aVR, aVL, aVF) เป็นการติดสายสัญญาณตามส่วนต่างๆ ของร่างกายเช่น ไหล่ซ้าย ไหล่ขวา และขาซ้าย แล้วทำการวัดแรงดันที่สายวัดเส้นเดียวโดยใช้ กราวด์ของระบบ (เครื่องมือวัด) ดังนั้นผลที่ได้คือแรงดันที่สายวัดเทียบกับกราวด์ของระบบดังนี้



รูปที่ 2.5 การติดสายบันทึกสัญญาณแบบ (ก) และ (ข) กระทำในแนวระนาบแนวตั้ง (ค) ติดในแนวนอน (Beasley and Wesk, 2001)

แสดงในรูปที่ 2.5 (ข) การติดสายบันทึกสัญญาณในลักษณะเช่นนี้เรียกว่าเป็นการติดสายบันทึกสัญญาณในแนวระนาบแนวตั้งเช่นเดียวกันกับ Bipolar limb leads โดยส่วนมากค่าแรงดันที่ได้จากสายวัดชนิดนี้มีค่าน้อย ต้องมีการเพิ่มแรงดัน (augmented voltage) เข้าไปเพื่อให้สามารถอ่านค่าได้สะดวกยิ่งขึ้น ผลที่ได้จากการวัดลักษณะนี้คือ

aVR คือ การวัดสัญญาณที่ไหล่ซ้าย

aVL คือ การวัดสัญญาณที่ไหล่ขวา

aVF คือ การวัดสัญญาณที่ขาซ้าย

Chest Leads (V1, V2, V3, V4, V5, V6) เป็นการวัดแบบ Unipolar lead อีกชนิดหนึ่งเป็นการติดสายสัญญาณวัดที่บริเวณช่วงหน้าอกของผู้ถูกบันทึก ดังแสดงในรูปที่ 2.5 (ค) การติดสายบันทึกสัญญาณในลักษณะเช่นนี้เรียกว่าเป็นการติดสายบันทึกสัญญาณในแนวระนาบแนวนอน ผลที่ได้จากการวัดลักษณะนี้แบ่งออกเป็น 6 ลีด ดังนี้

V1 คือ ช่องซีโครงที่ 4 ทางด้านขวาและกระดูกหน้าอก

V2 คือ ช่องซีโครงที่ 4 ทางด้านซ้ายของกระดูกหน้าอก

V3 คือ อยู่กึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4

V4 คือ บนแนวเส้นกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้าซ้าย

V5 คือ ตรงแนวขอบหน้าของรักแร้ซ้าย

V6 คือ มุมล่างของกระดูกสันหลัง

### 2.1.8 แนวแกนทางไฟฟ้าและเวกเตอร์ของหัวใจ (Vector cardiogram)

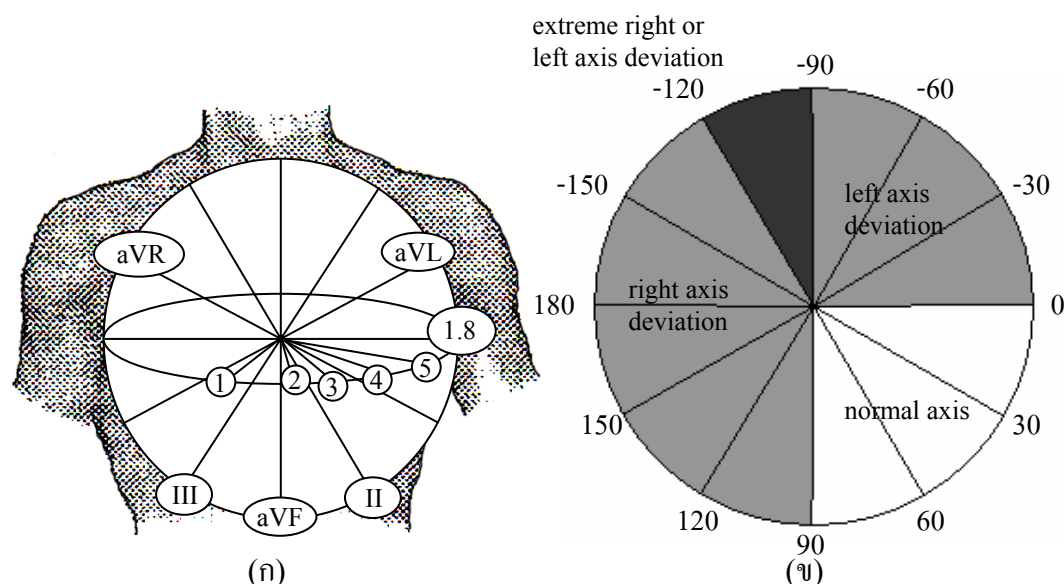
แนวแกนในการวิเคราะห์หัวใจทางคลินิก แบ่งออกเป็น 2 แนวแกน โดยใช้ระบบ 6 แกน เป็นระบบอ้างอิง คือ แนวแกนทางกายวิภาค และแนวแกนทางไฟฟ้า (Electrical Axis, EA) ในที่นี้จะอธิบายเฉพาะ EA เพียงอย่างเดียว EA บ่งบอกถึงทิศทางการนำสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจ โดยในสภาวะปกติมีทิศทางการนำไฟฟ้าจากตำแหน่งบนขวา (เอเทรียม) มายังล่างซ้าย (เวนทริเคิล) เมื่อเขียนทิศทางการนำไฟฟ้าในหัวใจด้วยลูกศร ซึ่งขนาดและทิศทางแทนขนาดรูปคลื่นและทิศทางของสัญญาณเราเรียกว่าเวกเตอร์ของหัวใจ ( $\theta$ ) ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดเพื่อพล็อต EA แสดงดังรูปที่ 2.6 (ก)

การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ EA และ (-) เริ่มจากการอ่านขนาดของสัญญาณ (ECG) จากกระดาษบันทึกสัญญาณแล้วพล็อตลงบนแผนภูมิ EA โดยใช้หลักการคือ 1) I ( $0^\circ$ ) 2) II ( $+60^\circ$ ) 3) III ( $+120^\circ$ ) 4) aVR ( $-150^\circ$ ) 5) aVL ( $-30^\circ$ ) และ 6) aVF ( $+90^\circ$ ) แล้วหาผลรวมเวกเตอร์ทั้งหมดโดยใช้หลักการเดียวกับวิชาพีชคณิต ผลคือทิศทางของเวกเตอร์ลัพธ์จะแสดงทิศทางการนำไฟฟ้า การวินิจฉัย พิจารณาร่วม EA ดังแสดงในภาพที่ 2.6 (ข) ถ้า  $0^\circ \leq \theta \leq +90^\circ$  สัญญาณมีทิศทางที่ปกติ (normal axis) ถ้า  $-90^\circ \leq \theta \leq 0^\circ$  สัญญาณมีทิศทางเบี่ยงเบนไป

ทางซ้าย (left axis deviation) ถ้า  $90^{\circ} \leq \theta \leq -120^{\circ}$  เรียกว่าสัญญาณมีทิศทางเบี่ยงเบนไปทางขวา หรือซ้ายอย่างรุนแรง (extreme right or left axis deviation) เมื่อ คคือ มุมของ  $\theta$  ในการวินิจฉัย หัวใจทางคลินิกนิยมนิเคราะห์เพียงลีด I และ aVF แล้วพิจารณาผลโดยใช้ตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 การหาค่า EA ทางคลินิก

แนวแกนไฟฟ้า	Lead I	lead aVF
Normal axis	+	+
Left axis deviation	+	-
Right axis deviation	-	+
Extreme right axis deviation	-	-



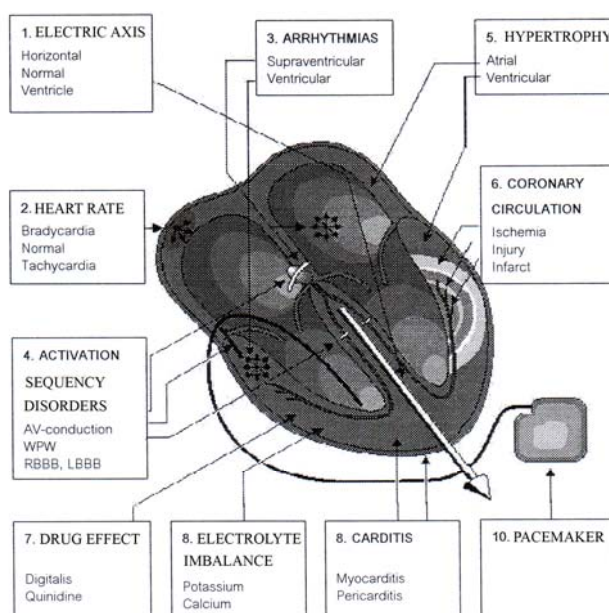
รูปที่ 2.6 อธิบายการวิเคราะห์ EA และ  $\theta$  (ก) ตำแหน่งการวางสายบันทึกสัญญาณ ECG (ข) แสดงแผนภูมิ EAของหัวใจเพื่อใช้วินิจฉัยอาการทางหัวใจจาก  $\theta$  (Beasley and Wesk, 2001)

### 2.1.9 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิกเบื้องต้น

ในการวินิจฉัยอาการหัวใจทางคลินิกเพื่อให้ได้ผลที่ถูกต้องแม่นยำจะไม่พิจารณาเพียงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างเดียว แต่จะพิจารณาพารามิเตอร์อื่นๆประกอบเพิ่มเติมเพื่อให้การแปลผลเป็นไปอย่างถูกต้องแม่นยำ ในที่นี้พารามิเตอร์คือประวัติของผู้ป่วย ตำแหน่งของการติดอิเล็กโทรด แนวแกนทางไฟฟ้าประสพการณ์ เป็นต้น หลักการอ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิกมีลำดับขั้นตอนที่ควรปฏิบัติ ได้แก่ วิธีห้าขั้นตอนในการแปลผล (The Five-Step

Approach) (Beasley and West, 2001) โดยพิจารณา 1) อัตราการเต้นของหัวใจ 2) จังหวะการเต้น 3) รูปคลื่น P 4) ระยะห่าง PR และ 5) รูปคลื่น QRS นอกจากนี้แล้วยังมีการพัฒนาเป็นวิธีการ 5+3 คือ นอกจากดูพารามิเตอร์จากวิธีการห้าขั้นตอนแล้วยังพิจารณา 6) ST ลอยต่ำ 7) ST ยกสูง และ 8) รูปคลื่น Q ในการแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังมีอีกหลายเทคนิค ซึ่งจะไม่กล่าวถึงในที่นี้แต่จะขอยกตัวอย่างอาการทางหัวใจที่นิยมตรวจสอบในทางคลินิกดังแสดงในรูปที่ 2.7

การตรวจสอบอาการทางหัวใจมีหลายกรณีเช่น (พิจารณารูปที่ 2.7 ประกอบ) 1) พิจารณาจากแนวแกนไฟฟ้าหัวใจ 2) อัตราการเต้นของหัวใจว่าหัวใจเต้นปกติช้า (bradycardia) หรือ เร็ว (tachycardia) 3) อาการผิดปกติของหัวใจที่ผนังเวนทริเคิล 4) ลำดับการแพร่ของศักยกระตุ้นว่าผิดปกติหรือไม่ อาการทางหัวใจที่เกิดจากลำดับการแพร่สัญญาณที่ผิดปกติ เช่นต่อม AV WPW RBBB และ LBBB เป็นต้น 5) ตรวจสอบผนังห้องหัวใจว่าปกติหรือไม่ อาการที่เกิดจากผนังห้องหัวใจได้แก่ อาการหัวใจโตของเอเทรียม หรือ อาการหัวใจโตของเวนทริเคิล 6) ระบบการไหลเวียนในเส้นเลือดฝอย อาการทางหัวใจที่พบได้แก่ เส้นเลือดอุดตัน (ischemia) เส้นเลือดได้รับอันตราย (injury) และเส้นเลือดไม่ทำงาน (infarct) 7) พิจารณาผลที่เกิดจากการให้ยา เช่น ยาดิจิตาลิส (digitalis) หรือยาควินิดีน (quinidine) 8) ความสมดุลระหว่างสารละลายโซเดียมและโพแทสเซียมของเซลล์ 9) พิจารณาว่าหัวใจเป็นกล้ามเนื้อหัวใจอักเสบหรือเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ และ 10) พิจารณาผลของหัวใจเมื่อถูกกระตุ้น เป็นต้น



รูปที่ 2.7 การแปลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(<http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/15/15.htm>)

## 2.2 การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย

โรคหัวใจขาดเลือด ส่วนใหญ่เกิดจากหลอดเลือดแดงเลี้ยงหัวใจตีบนั้นสามารถที่จะวินิจฉัยได้ด้วยประวัติการเจ็บหน้าอก คลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการฉีดสารทึบรังสีเข้าหลอดเลือดแดงโคโรนารีมีผู้ป่วยประมาณ 1/3 ของโรคหัวใจขาดเลือดมีอาการเจ็บหน้าอกขณะทำงานพักแล้วหายแบบแองจิ้น่า (angina pectoris) แต่ก็พบว่าผู้ป่วยอีกเป็นจำนวนมากให้ประวัติการเจ็บหน้าอกไม่แน่นอนมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นแบบปกติหรือผิดปกติแบบที่ไม่บ่งชี้ว่าจะเป็นอะไรแน่นอน ซึ่งทำให้ยากต่อการวินิจฉัยว่าเป็นโรคหัวใจขาดเลือดหรือไม่ พ.ศ. 2469 Master ได้มีผลรายงานการทดสอบสมรรถภาพหัวใจโดยมีการออกกำลังกาย ซึ่งต่อมาได้มีผู้พยายามที่จะให้ผู้ป่วยออกกำลังกายและสังเกตความผิดปกติของอาการคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่พจร ความดันเลือดเพื่อใช้เป็นข้อวินิจฉัยโรคหัวใจขาดเลือด (วิไล, 2530)

การทดสอบด้วยการออกกำลังกาย (Exercise Stress test) คือ การให้ผู้ป่วยหรือคนปกติออกกำลังกายแล้วบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อนการออกกำลังกายขณะที่ทำการออกกำลังกายและหลังการออกกำลังกายเพื่อจะหาสิ่งที่ผิดปกติที่เกิดขึ้นในคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งจะช่วยบ่งชี้ถึงภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด นอกจากนี้แล้วในปัจจุบันการทดสอบด้วยการออกกำลังกายยังใช้เพื่อประเมินความสามารถในการออกกำลังกาย ซึ่งจะเป็นสิ่งที่บ่งถึงความสามารถของหัวใจหรือภาวะกำลังหัวใจสำรองได้

เป็นที่ทราบมาตั้งแต่ในอดีตว่า ผู้ป่วยที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดหล่อเลี้ยง เนื่องจากการมีเส้นเลือดของหัวใจ (coronary artery) ตีบตันมักจะมีอาการเจ็บหน้าอกในขณะที่กำลังทำกิจกรรมหรือออกกำลังกาย ดังนั้น Glodhammer และ Scherf ได้กล่าวถึงการทำการตรวจด้วยการออกกำลังกายเพื่อวินิจฉัยโรคหลอดเลือดหัวใจตีบ ในปี ค.ศ. 1931 ต่อมา Master กับพวกได้บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะที่ทำการออกกำลังกายด้วยการทดสอบการออกกำลังกายสองขั้นตอน และการทดสอบนี้เป็นที่นิยมมากขึ้นในการใช้เพื่อช่วยในการวินิจฉัยโรคหลอดเลือดหัวใจตีบ ต่อมาการใช้แพร่หลายมากขึ้นเมื่อพบว่าการทดสอบนี้ปลอดภัยและได้มีการปรับปรุงเปลี่ยนแปลงวิธีการทดสอบอีกมากมาย ดังจะได้อีกต่อไป

ก่อนทดสอบสมรรถภาพหัวใจด้วยการออกกำลังกายควรทราบถึงชนิดของการออกกำลังกาย สรีรวิทยาของการออกกำลังกายต่อหัวใจและหลอดเลือดทั้งในคนแข็งแรงและผู้ป่วยโรคหัวใจ

การออกกำลังกาย คือ ภาวะที่กล้ามเนื้อหน่วยหนึ่งหรือหลายหน่วยมีการยืดตัว หดตัว เปลี่ยนแปลงความตึงตัวของกล้ามเนื้อตามที่ร่างกายต้องการออกกำลังกายแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ การออกกำลังกายแบบความตึงตัวคงที่ (Dynamic or isotonic exercise) และแบบเปลี่ยนแปลงความตึงตัว (Static or isometric exercise) โดยทั่วไปการออกกำลังกายนั้นจะมีปนกันมากบ้าง น้อยบ้างของทั้ง 2 ชนิด ถ้าออกกำลังกายชนิดใดมากกว่าก็ถือว่าเป็นการออกกำลังกายชนิดนั้น

### แบบความตึงตัวคงที่

ส่วนใหญ่เป็นการเปลี่ยนแปลงของความยาวของกล้ามเนื้อโดยมีการเปลี่ยนความตึงตัวของกล้ามเนื้อเพียงเล็กน้อย เช่น การวิ่ง ว่ายน้ำ ถีบจักรยาน เป็นต้น การออกกำลังกายชนิดนี้ใช้กล้ามเนื้อลายเป็นจำนวนมาก ซึ่งจำเป็นต้องใช้ออกซิเจนมากมายมีการเพิ่มปริมาณของเลือดที่ออกจากหัวใจในแต่ละครั้งที่หัวใจบีบตัว เพิ่มชีพจร และมีการลดแรงต้านที่ปลายหลอดเลือดแดงลงอย่างมาก ซึ่งหมายถึงการเพิ่มเลือดไปเลี้ยงร่างกายอย่างมาก แต่มีการเปลี่ยนแปลงความดันเพียงเล็กน้อยของค่าเฉลี่ยของความดันในหลอดเลือดแดง (mean arterial pressure)

### แบบเปลี่ยนแปลงความตึงตัว

ส่วนใหญ่เป็นการตึงตัวของกล้ามเนื้อ แต่การเปลี่ยนแปลงทางความยาวของกล้ามเนื้อไม่มาก เช่น การยกน้ำหนัก ผลักของหนัก ๆ การออกกำลังกายชนิดนี้ใช้กล้ามเนื้อลายไม่มาก แต่มีการเพิ่มอย่างมากของความดันในหลอดเลือดแดงซิสโตลิก ไดแอสโตลิก และค่าเฉลี่ย (mean) มีชีพจรและจำนวนเลือดที่ไปเลี้ยงร่างกายส่วนนั้นเพิ่มขึ้นส่วนปริมาณของเลือดที่ออกจากหัวใจในแต่ละครั้งที่หัวใจบีบตัวและแรงต้านที่ปลายหลอดเลือดนั้นไม่เปลี่ยนแปลง

วิธีการทดสอบมีหลายวิธี เช่น การออกกำลังกายสองขั้นตอน การปั่นจักรยาน การเดินบนสายพานเคลื่อนที่ (treadmill) และสปริงที่ใช้ในการบีบ (hand grip) เป็นต้น ที่ซึ่งนิยมมากคือการออกกำลังกายติดต่อกันแบ่งเป็น 2 ประเภท คือ

ตารางที่ 2.2 แสดงสถานะ ความเร็ว และระยะเวลาในการทดสอบการออกกำลังกายโดยใช้เครื่องแบบสายพาน (Bruce และคณะ, 1990)

Stage	Speed(mph)	Grade(%)	Duration(min)	Total Time(min)
1	1.7	10	3	3
2	2.5	12	3	6
3	3.4	14	3	9
4	4.2	16	3	12
5	5	18	3	15
6	5.5	20	3	18

หมายเหตุ mph = Mile per hour

ตารางที่ 2.3 แสดงข้อดีและข้อเสียของวิธีทดสอบแบบเครื่องออกกำลังกายแบบสายพานกับจักรยาน  
ออกกำลังกาย

วิธีทดสอบ	ข้อดี	ข้อเสีย
1. เครื่องออกกำลังกายแบบสายพาน	<p>1. สามารถทดสอบการออกกำลังกายมากที่สุดได้ซึ่งจะช่วยวินิจฉัยโรคหัวใจขาดเลือดได้แม่นยำขึ้น สามารถประเมินความสมบูรณ์ของร่างกายได้</p> <p>2. ในผู้ทดสอบพวกมีความเครียดสูงอาจบ่นเจ็บหน้าอก ไม่อยากออกกำลังกาย และเหนื่อยไม่มีแรงในระยะต้นๆ ของการออกกำลังกาย ซึ่งไม่สัมพันธ์กับชีพจรและความดันเลือด ผู้ทำการทดสอบสามารถบังคับให้ผู้ทดสอบออกกำลังกายต่อไปกับผู้ทดสอบออกกำลังกายต่อเนื่อง เช่น ให้กำลังใจ ชมเชย เชียร์ผู้ทดสอบออกกำลังกายต่อไปโดยไม่หยุดเครื่อง ผู้ทดสอบจำต้องออกกำลังกายต่อไป มีการเพิ่มชีพจรและความดันเลือด ทำให้ประเมินโรคหัวใจขาดเลือดได้ดีขึ้น</p>	<p>1. ผู้ทดสอบอาจลืมนบนเครื่องขณะออกกำลังกายได้ ถ้าขาดแรงหรือเกิดภาวะแทรกซ้อน โดยผู้ทำการทดสอบหยุดเครื่องไม่ทัน ดังนั้นผู้ทำการทดสอบควรมีประสบการณ์มากพอควรในการออกกำลังกายแบบมากที่สุด (maximal exercise test)</p> <p>2. ถ้าผู้ทดสอบอ้วน จะออกกำลังกายวิธีนี้ได้น้อยเพราะต้องยกน้ำหนักตัวเองเดินขึ้นที่สูง ผู้ทดสอบจะปวดน่อง ต้องหยุดการทดลอง</p>
2. จักรยานออกกำลังกาย	<p>1. ราคาถูก บางชนิดไม่ต้องใช้ไฟฟ้า</p> <p>2. เกือบไม่มีการเขยื้อนของอกและแขนทำให้คลื่นรบกวนน้อยลงต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจ</p> <p>3. การใช้ออกซิเจน สามารถประเมินได้ถูกต้องกว่าการออกกำลังกายในแบบอื่นๆ</p>	<p>1. ผู้ที่ไม่เคยถีบจักรยานจะเมื่อยน่องเร็วและถีบช้าลง ทำให้หยุดการทดสอบเร็วกว่าที่ควร</p> <p>2. ผู้ทำการทดสอบไม่สามารถควบคุมผู้ทดสอบให้ออกกำลังกายได้ตามเป้าที่ตั้งไว้ โดยเฉพาะพวกที่มีความเครียดสูงจะปั่นจักรยานตามจังหวะที่ตัวเองต้องการ และหยุดก่อนที่จะควรหยุด ชีพจรและความดันโลหิตไม่เพิ่มเท่าที่ควร ทำให้แปลผลยาก</p>

1. เครื่องออกกำลังกายแบบสายพาน ซึ่งที่เป็นการออกกำลังกายแบบใช้กล้ามเนื้อมัดโตเคลื่อนไหว (dynamic) โดยที่ซึ่งมีการเดินบนสายพานที่เคลื่อนที่โดยเครื่องจักร ทำให้ผู้ทดสอบเดินขึ้นที่สูงในความเร็วและ/หรือความสูงต่าง ๆ กัน ความสัมพันธ์ระหว่างการใช้ออกซิเจนกับงานที่ทำเป็นเส้นตรงจนผู้ทดสอบใช้ออกซิเจนมากที่สุด ( $VO_{2max}$ ) ซึ่งผลที่หลังจากนั้นถึงแม้จะออกกำลังกายเพิ่มขึ้นก็ใช้ออกซิเจนมากที่สุดเท่าเดิม โดยพลังงานที่เพิ่มขึ้นมาจากพลังงานจากการไม่ใช้ออกซิเจน (anaerobic metabolism) ซึ่งมีผลคือ มีการเพิ่มของสารแลคเตต

2. จักรยานออกกำลังกาย (Bicycle ergometer) ซึ่งเป็นการออกกำลังกายในแบบที่ทำให้กล้ามเนื้อเคลื่อนไหวมาก ๆ (dynamic) อีกชนิดหนึ่ง โดยที่ทำให้ผู้ทดสอบถีบที่ปั่นล้อต่อแรงต้านที่ใส่ไว้ नियมในทวีปยุโรป

ส่วนในตารางที่ 2.2 แสดงสถานะ ความเร็ว และระยะเวลาในการทดสอบการออกกำลังกายโดยใช้เครื่องแบบสายพาน ตารางที่ 2.3 แสดงข้อดีและข้อเสียของวิธีทดสอบแบบเครื่องออกกำลังกายแบบสายพานและจักรยานออกกำลังกาย ซึ่งในงานวิจัยนี้ทำการวิเคราะห์ในระบะพักก่อนการออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 ที่แสดงในตารางที่ 2.3 และระยะพักหลังออกกำลังกาย

โรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดในขณะออกกำลังกายเป็นภาวะอันหนึ่งของโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Coronary Artery Heart disease) เป็นระยะที่มีพยาธิสภาพหรือความรุนแรงของโรคน้อยกว่าโรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย (myocardial infarction) โรคหัวใจขาดเลือดในขณะออกกำลังกายเกิดขึ้นเพราะหลอดเลือดแดงโคโรนารีส่งเลือดไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจไม่เพียงพอกับความต้องการของหัวใจในขณะที่ร่างกายมีการออกกำลังกาย แต่ในขณะที่ร่างกายพักผ่อนอยู่กับที่หรือไม่มีการออกกำลังกายเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจจะพอเพียงกับความต้องการของหัวใจเสมอ ดังนั้น จึงอาจกล่าวได้ว่าเป็นภาวะของกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (myocardial ischemia) ในขณะออกกำลังกายเท่านั้น (ชมพูนุช, 2543) (สมาคมแพทย์โรคหัวใจแห่งประเทศไทย, 2524)

#### การเปลี่ยนแปลงของ QRS

1. ภาวะขาดเลือด (Ischemia) ซึ่งจากผลในการทดลองนั้นโดยวัดหลอดเลือดแดงโคโรนารี คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเปลี่ยนแปลง แต่จะกลับสู่ภาวะปกติหลังจากคลายบริเวณที่รัดได้ จุลกายวิภาค (histology) ยังพบว่ากล้ามเนื้อหัวใจเป็นปกติ การเปลี่ยนแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดเฉพาะรีโพลาริเซชันเท่านั้น ส่วนดีโพลาไรเซชันจะไม่เปลี่ยนโดยที่

1.1 ช่วง QT จะยาวขึ้นหรืออาจมี T แลคมสูงขึ้น ซึ่งพบได้ในภาวะหัวใจขาดเลือด ที่บริเวณชั้นใต้เยื่อหัวใจ (subendocardium) เท่านั้น

1.2 ทิศทางของแกน QRS และ T จะอยู่ในแนวตรงกันข้าม คือ มี T หัวกลับลงและแหลม มีขาตั้งและขาขึ้นเท่ากัน (symmetrically) แต่จะมี T หัวตั้งขึ้นเมื่อมี QRS หัวกลับลงซึ่งจะพบในภาวะหัวใจขาดเลือดที่บริเวณชั้นใต้เยื่อหุ้มหัวใจ (subepicardium)



2. ภาวะได้รับอันตราย (Injury) ความรุนแรงกว่าภาวะขาดเลือดแต่ยังกลับคืนสู่สภาพเดิมได้ และไม่มีการเปลี่ยนแปลงทางจุลกายวิภาคจะพบว่า

2.1 ส่วน ST ยกสูงขึ้นในรายที่มีอันตรายของชั้นได้เยื่อหุ้มหัวใจ

2.2 ส่วน ST กดต่ำลงในรายที่มีอันตรายของชั้นได้เยื่อหุ้มหัวใจ

3. ภาวะกล้ามเนื้อตาย (Infarction) ภาวะนี้ มีการเปลี่ยนแปลงทางจุลกายวิภาคอย่างถาวรและจะพบการเปลี่ยนแปลงทั้ง QRS และส่วน ST และคลื่น T โดยที่จะมี Q ที่สำคัญ (กว้าง 0.04 วินาทีและลึกประมาณร้อยละ 25 ของความสูง QRS) ST จะสูงขึ้นจากเส้นแนวระดับ (isoelectric line) และ T จะกลับหัวและแหลม

สาเหตุส่วนใหญ่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจได้รับออกซิเจนไม่พอจากโรคของหลอดเลือดแดงโคโรนารี นอกจากนั้นยังมีภาวะอื่น ๆ อีกที่ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจคล้ายคลึงกับที่เกิดจากขาดออกซิเจน เช่น ภาวะเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ กล้ามเนื้อหัวใจอักเสบ ภาวะเนื้อปอดตาย ภาวะเสียดุลของเกลือแร่จากยาต่างๆ เวทริกิลซ่ายโตแบบหนาตัวและอื่นๆ ภาวะกล้ามเนื้อหัวใจตายอาจเกิดได้โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามแบบฉบับ ดังนั้นถ้าคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติจึงไม่คัดค้านการวินิจฉัยภาวะนี้ได้อย่างสมบูรณ์

#### การผิดปกติของคลื่น T

การเปลี่ยนแปลงของคลื่น T แบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท

1. คลื่น T ผิดปกติแบบเอกเทศ (Primary T Wave Change) การเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นเนื่องจากมีความผิดปกติในรีโพลาริเซชันโดยที่รีโพลาริเซชันยังเป็นปกติพบได้ในภาวะหัวใจขาดเลือดและในภาวะอื่นๆ เช่น ภาวะขาดธัยรอยด์ฮอร์โมน ภาวะโลหิตจาง ซ็อกและภาวะการแปรปรวนของสารอาหาร การเปลี่ยนแปลงของคลื่น T จะมีหัวกลับแหลมและการผกผันที่สมมาตรจุด “J” จะอยู่ในเส้นแนวระดับหรือยกสูงขึ้นเล็กน้อย

2. คลื่น T ผิดปกติเพราะส่วนของ QRS (Secondary T Wave Change) เป็นการเปลี่ยนแปลงของคลื่น T (repolarization) ซึ่งเป็นผลจากการเปลี่ยนแปลงของรีโพลาริเซชันเช่นที่พบในผนังของหัวใจห้องล่างและจากยา เช่น ดิจิตาลิส แต่ไม่ได้เกิดจากหัวใจขาดเลือดได้รับอันตรายหรือภาวะกล้ามเนื้อตาย คลื่น T จะมีหัวกลับชนิดไม่สมมาตรมีช่วง ST กดต่ำลงแบบโค้งขึ้นและมีจุด “J” กดต่ำลงจากเส้นแนวระดับ

#### ทฤษฎีการเปลี่ยนแปลงช่วง S-T ในภาวะหัวใจขาดเลือด

1. อันตรายในชั้นได้เยื่อหุ้มหัวใจ จากการทดลองโดยใช้ชิ้นกล้ามเนื้อในระยะพักจะบันทึกกระแสไฟฟ้าได้ที่เส้นแนวระดับ (Isoelectric line or potential) เมื่อกล้ามเนื้อได้รับอันตราย ประจุไฟฟ้าที่ผนังเซลล์จะผิดปกติทำให้ศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกันระหว่างบริเวณที่ได้รับอันตรายกับบริเวณปกติ บริเวณที่ได้รับอันตรายจะมีประจุเป็นลบ ศักย์ในระยะพักจึงลดลงจาก

เดิม เมื่อบันทึกเส้นแนวระดับจึงต่ำลงจากเดิมมาอยู่ในแนวใหม่ เมื่อกล้ามเนื้อที่ถูกกระตุ้นหลังได้รับอันตราย ทิศทางการกระตุ้นไปสู่อิเล็กโทรด จึงบันทึกได้คลื่น + (R) ซึ่งเริ่มจากเส้นแนวระดับราบที่ลดต่ำกว่าปกตินี้และเมื่อการกระตุ้นแผ่มาถึงบริเวณที่มีอันตรายจะไม่มี ความต่างศักย์ไฟฟ้า จึงบันทึกได้เป็นเส้นราบในเส้นแนวระดับเดิมก่อนได้รับอันตราย เพราะบริเวณที่มีอันตรายไม่มีการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าเกิดขึ้น ต่อมารีโพลาร์เซชันจะเกิดขึ้นจนสมบูรณ์ซึ่งเป็นตอนที่เส้นแนวระดับลดต่ำลงมาอยู่ในแนวใหม่อีก ผลที่เกิดขึ้นจึงแสดงเหมือนหนึ่งส่วน ST ยกสูงขึ้นจากเส้นแนวระดับ ในการบันทึกวงจรไฟฟ้าของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะตรวจพบการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากอันตรายต่อกล้ามเนื้อปรับให้เส้นแนวระดับใหม่ที่ลดต่ำลงนี้กลับมาอยู่ที่เส้นแนวระดับใหม่ที่ลดต่ำลงนี้กลับมาอยู่ที่เส้นแนวระดับเดิมก่อนเกิดอันตราย ซึ่งทำให้บันทึกได้ ส่วน ST ยกสูงขึ้น ในเมื่อมีอันตรายต่อกล้ามเนื้อ บริเวณใต้เยื่อหุ้มหัวใจ

2. อันตรายในชั้นใต้เยื่อหุ้มหัวใจ ในระยะพักเส้นแนวระดับใหม่ของคลื่นไฟฟ้าจะอยู่เหนือเส้นแนวระดับเดิม เนื่องจากอิเล็กโทรดที่ใช้บันทึกอยู่บนส่วนของกล้ามเนื้อที่เป็นปกติ ซึ่งมีประจุเป็นบวก เมื่อกล้ามเนื้อที่ถูกกระตุ้นจะบันทึกได้คลื่น + (R) และเมื่อรีโพลาร์เซชันแผ่มาถึงบริเวณอันตรายจะไม่มีกระแสไฟฟ้าเกิดขึ้นจึงบันทึกได้เป็นเส้นราบที่เส้นแนวระดับเดิม (baseline) เมื่อเกิดรีโพลาร์เซชันสมบูรณ์เข้าสู่ระยะพักจะกลับมาอยู่เหนือแนวระดับเดิมในเส้นแนวระดับใหม่ ในบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรไฟฟ้าของเครื่องจะตรวจพบการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากอันตรายต่อกล้ามเนื้อ ทำให้เส้นแนวระดับใหม่ที่ยกสูงขึ้นกลับมาอยู่ที่เดิม ซึ่งทำให้บันทึกได้ ส่วน ST กดต่ำลงเมื่อมีอันตรายต่อกล้ามเนื้อบริเวณใต้เยื่อหุ้มหัวใจ ในระยะซิสโตลบริเวณชั้นใต้เยื่อหุ้มหัวใจจะเป็นส่วนที่ได้รับแรงกดดันมากที่สุด ทำให้บริเวณนี้ขาดออกซิเจนมากที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณใต้เยื่อหุ้มหัวใจโดยเฉพาะเมื่อเกิดภาวะขาดเลือดขึ้นจึงบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะที่มีแรงบีบหรือขณะทำการทดสอบสมรรถภาพ หัวใจได้ลักษณะของอันตรายต่อกล้ามเนื้อ บริเวณใต้เยื่อหุ้มหัวใจ (subendocardial injury) คือ มีส่วน ST ลดต่ำลงจากข้อต่อทรวงอก ขณะเดียวกันข้อต่อซึ่งบันทึกจากบริเวณภายในห้องหัวใจเช่น aVR จึงมีส่วน ST ยกขึ้นในรายที่มีส่วน ST ยกสูงขึ้น ในซิสโตลขณะมีแรงบีบ เช่น แรงบีบ Prinzmetal นั้นเข้าใจว่าเกิดจากการที่มีภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดออกซิเจนมากกว่าปกติ

#### การแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของการทดสอบด้วยการออกกำลังกาย

##### 1. การเปลี่ยนแปลงของส่วน ST

เมื่อออกกำลังกายทำให้มีกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดแล้ว ส่วน ST จะมีลักษณะดังนี้ การยกตัวของส่วน ST ส่วน ST ไม่มีการเปลี่ยนแปลง การลดต่ำของส่วน ST การเปลี่ยนแปลงของส่วน ST นั้นให้เทียบกับการลดต่ำของส่วน PR และส่วน ST ซึ่งผิดปกติและชี้แนะว่ามีกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดคือที่จุด J ต่ำลงมา 1 มิลลิเมตร (0.1 มิลลิโวลต์) หรือมากกว่า 80 มิลลิวินาที (0.08

วินาที) จากจุด J นั้น ส่วน ST ก็ยังต่ำอยู่อย่างน้อย 1 มิลลิเมตร สำหรับการยกตัวของส่วน ST นั้นพบร้อยละ 3 – 11 เท่านั้น ไม่มีความไว(Insensitive)แต่เป็นตัวชี้เฉพาะเลยว่ามีหลอดเลือดแดงโคโรนารีตีบอย่างมาก

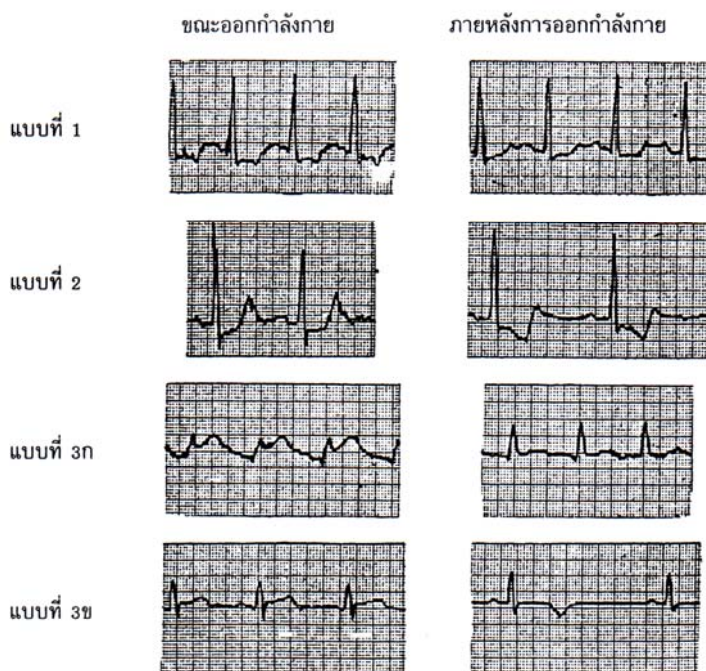
เมื่อปริมาณของเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจลดลง หรือไม่เพียงพอกับความต้องการในขณะออกกำลังกาย จะเกิดภาวะการขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเนื้อเยื่อชั้นใต้เยื่อหัวใจ ซึ่งเป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของส่วน ST-T การเปลี่ยนแปลงที่พบได้บ่อยในกรณีของภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดเป็นไปได้ 3 ลักษณะดังรูปที่ 2.8 คือ

1.1 มีการลงต่ำ (depression) ของจุด J และมีส่วนเอียงของส่วน ST สูงขึ้นไปจนถึงคลื่น T และเมื่อออกกำลังกายมากขึ้นจุด J จะลงต่ำมากขึ้นและมุมของส่วนเอียงส่วน ST ที่สูงขึ้นนั้นจะลดลงจนกลายเป็นการลงต่ำของส่วน ST ในแนวนอน ซึ่งต่อไปจะกลายเป็นส่วนเอียงที่ลดต่ำลงของส่วน ST ได้ เราจะถือเป็นการทดสอบที่ให้ผลบวกในกรณีที่มีส่วน ST ลงต่ำไม่น้อยกว่า 90 มิลลิวินาที นับจากจุด J การมีการลงต่ำในแนวนอนของ ST เกินกว่า 1 มิลลิเมตร เป็นสิ่งบ่งชี้ว่ามีภาวะการขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจทั้งนี้โดยการปรับค่าความจำเพาะ Specificity) และความไว (Sensitivity) แล้ว เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ใช้การลดต่ำของส่วน ST 0.5 มิลลิเมตร หรือ 2 มิลลิเมตร จะมีค่าผิดปกติไม่จริงและค่าปกติไม่จริงมากกว่าการกำหนดส่วน ST-T ที่จะบ่งชี้ภาวะการขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจนั้น ก่อนข้างจะไม่คงที่ขึ้นกับแต่ละสถาบันซึ่งการปรับเปลี่ยนจุดเปลี่ยนเหล่านี้ก็เพื่อเป็นการปรับปรุงค่าความไว ค่าจำเพาะและค่าการคาดคะเนต่างๆ

1.2 ในกรณีนี้แทนที่ส่วน ST-T จะเปลี่ยนแปลงไปในทางที่ดีขึ้นหลังจากการออกกำลังกาย การเปลี่ยนแปลงจะเป็นมากขึ้นในระยะเวลาหลายนาทีหลังจากออกกำลังกาย โดยจะพบการเปลี่ยนแปลงที่มีแนวระนาบแนวนอนหรือส่วนเอียงต่ำของส่วน ST ซึ่งจะพบร่วมกับอาการเจ็บหน้าอกก็ได้ การเปลี่ยนแปลงนี้จะกลับเป็นปกติหลังจากออกกำลังกาย 5-20 นาที ซึ่งเชื่อว่ามุมของส่วน ST จะเลื่อนไปขึ้นกับความรุนแรงของภาวะขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจขณะที่มุมของหลอดเลือดโคโรนารีที่ตอบสนองต่อการขาดเลือดจะแปรผกผันกับปริมาณของการออกกำลังกายและแปรผันโดยตรงกับระยะเวลาการเปลี่ยนแปลงของส่วน ST จึงเป็นที่เชื่อว่าการเปลี่ยนแปลงแบบที่ 1 จะมีการพยากรณ์โรคดีกว่าแบบที่ 2

1.3 เป็นการเปลี่ยนแปลงที่พบเพียงร้อยละ 3-5 คือมีส่วน ST ที่ยกสูงแทนที่จะเป็นการลดต่ำ ทั้งนี้เป็นปรากฏการณ์ที่พบในผู้ป่วยที่มีแองจินา Prinzmetal เนื่องจากเกิดการหดเกร็งของหลอดเลือดโคโรนารี และเกิดเนื่องจากภาวะขาดเลือดที่เกิดจากการอุดตันของหลอดเลือด (transmural ischemia) ที่เกิดขณะพัก แต่เราสามารถทำให้เกิดขึ้นในขณะออกกำลังกายได้ ลักษณะนี้เป็นแบบที่ 3ก. จะทำให้ส่วน QRST มองคล้ายปฏิกิริยาศักย์ไฟฟ้าทางเดียว (monophasic action potential) และหลังจากนั้นจะตามมาด้วยคลื่น T หักกลับ การเปลี่ยนแปลง

อีกแบบหนึ่งคือแบบที่ 3 ข. การเปลี่ยนแปลงนี้จะพบในลีด II, III, aVF จะเกี่ยวกับภาวะความผิดปกติหรือแผลเป็นของเวนทริเคิลซ้ายมากกว่าการเกิดภาวะขาดเลือด แต่ลักษณะเป็นส่วน ST ยกสูงเช่นกัน โดยอาจกล่าวได้ว่ายังมีภาวะขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจมากเท่าใด ก็จะมีภาวะที่เป็นผลเสียมากเท่านั้นและถ้าภาวะขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจมาก อาจเกิดเป็นหลอดเลือดเวนทริเคิลโป่งพองได้



รูปที่ 2.8 ลักษณะการเปลี่ยนแปลงของส่วน ST แบบต่างๆ ที่เกิดขึ้นในการทดสอบโดยการออกกำลังกาย

แบบที่ 1 มีการลดต่ำลงของส่วน ST ระหว่างการออกกำลังกาย และกลับเป็นปกติในเวลาไม่เกิน 1 นาที

แบบที่ 2 มีการลดต่ำลงของส่วน ST ระหว่างการออกกำลังกาย และเป็นมากขึ้นเมื่อหยุดออกกำลังกายชั่วระยะหนึ่ง ก่อนที่จะกลับมาเป็นปกติในระยะต่อมา

แบบที่ 3ก มีส่วน ST ที่ยกสูงขึ้นที่เป็นลักษณะของแองจิน่า Prinzmetal

แบบที่ 3ข มีส่วน ST ที่ยกสูงขึ้นเล็กน้อยเนื่องจากการบีบตัวผิดปกติหรือแผลเป็นที่เวนทริเคิลซ้าย

1.4 การเกิดการลดต่ำของจุด J เป็นสภาวะปกติที่เกิดขึ้นได้ในคนที่ออกกำลังกาย แต่จะไม่เกิน 2 มิลลิเมตร และจะพบมีส่วนเอียงที่สูงขึ้นของส่วน ST แต่ในกรณีที่เกิดภาวะขาด

เลือดก็จะเกิดผ่านขบวนการเดียวกัน การแยกภาวะทั้งสองออกจากกันคือให้ออกกำลังกายมากขึ้น ในภาวะขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจจะพบว่าส่วน ST อยู่ในระดับแนวนอนหรือเป็นส่วนเอียง ลดลงมากขึ้นจากลักษณะดังกล่าวจึงพอสรุปได้ว่า

1.4.1 เป็นที่ทราบแน่นอนแล้วว่าการเปลี่ยนแปลงของส่วน ST-T ที่ลงต่ำ มากกว่า 0.10 มิลลิโวลต์ หรือ 1 ช่องเล็ก จะบ่งถึงภาวะการขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจแต่ใช้ไม่ได้เสมอไป ทั้งนี้เนื่องจากการมีการลงต่ำของจุด J และมีส่วนเอียงสูงขึ้นของส่วน ST อาจพบเป็นการตอบสนองที่ปกติของการออกกำลังกายและการจะมีการลงต่ำของส่วน ST มากหรือน้อย ขึ้นกับอัตราของการเดินของหัวใจ แต่อย่างไรก็ดีการมีการลงต่ำจุด J มากกว่า 2 มิลลิเมตร จะแสดงถึง ภาวะขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจได้และจะเฉพาะเจาะจงมากขึ้นถ้าการเปลี่ยนแปลงนั้นคงอยู่นานกว่า 1 นาที ซึ่งลักษณะนี้ที่เป็นการเปลี่ยนแปลงแบบที่ 1 การเปลี่ยนแปลงแบบที่ 2 นั่นคือ มี ST ลงต่ำ และเป็นมากขึ้นหลังการออกกำลังกายและคงอยู่นานกว่า 20 นาที จะเป็นเฉพาะภาวะขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจ

1.4.2 การเลือกสิ่งที่ใช้ดูว่ามีความหมายในกรณีของการตรวจพบ ทั้งนี้เนื่องจากบางทีจะไม่แสดงการเปลี่ยนแปลงของส่วน ST-T ได้ชัดเจน

1.4.3 ความสามารถในการทำงานมากหรือน้อยของผู้ป่วยจะเป็นสิ่งบ่งชี้อีกประการหนึ่งเช่น ถ้าการทดสอบด้วยการออกกำลังกายให้ผลบวกในระยะต้นของการออกกำลังกาย จะแสดงว่าผู้ป่วยมักจะมีการตีบตันของหลอดเลือดแดงโคโรนารีมาก และการพยากรณ์ของโรคก็ไม่ค่อยดี แต่ถ้าให้ผลบวกในระยะหลังๆ ของการออกกำลังกายมักจะแสดงว่าการตีบตันของหลอดเลือดเป็นไม่รุนแรง

2. การเปลี่ยนแปลงของคลื่น U ถ้ามีคลื่น U กลับหัวเป็นตัวชี้เฉพาะว่ามีหลอดเลือดแดงโคโรนารีตีบมากแต่ก็ไม่มีควมไว

3. เวนทริเคิลเต้นผิดปกติ พบประมาณร้อยละ 2 ของผู้ชายที่แข็งแรงถ้าพบ VPCs (ventricular premature contractions) ชนิดอันตราย มีโอกาสเกิดโรคหัวใจขาดเลือดมากกว่าคนทั่วไป 2-3 เท่า แต่ความไวและความชี้เฉพาะของโรคก็ยังมีน้อย ในผู้ชายที่ไม่มีอาการของโรคหัวใจขาดเลือดและไปทดสอบออกกำลังกายอย่างมากที่สุด พบ PVC ประมาณร้อยละ 33 ซึ่งขึ้นกับอายุ และส่วนมากพบขณะออกกำลังกายมากที่สุด ในผู้ป่วยหัวใจขาดเลือดพบ VPC ชนิดอันตรายได้เสมอและเกิดขณะที่ชีพจรต่ำกว่าคนหัวใจปกติออกกำลังกาย และ VPC ขณะออกกำลังกายนั้นไม่ได้บ่งบอกว่าไม่มีโรคหัวใจขาดเลือด เนื่องจากมีหลายมาตรฐานที่จะนำมาตัดสินว่าเป็นผลบวกหรือลบนั้นทำให้ผลการตัดสินว่าผู้ป่วยมีโรคหัวใจขาดเลือดถูกต้องมากน้อยต่างกันกล่าวคือ ความไว ความจำเพาะ ความเที่ยงตรงและค่าการคาดคะเนแตกต่างกันออกไป การแปลผลจึงควรทำอย่างระมัดระวัง

### บทที่ 3

## การจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยสูตรเตหะราน-ไคโร

ในการใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อให้ง่ายต่อการนำไปวิเคราะห์ผล และเมื่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกเก็บข้อมูลด้วยกระดาษกราฟ จึงต้องอาศัยวิธีการแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาษกราฟไปอยู่ในรูปดิจิทัลเพื่อให้ง่ายต่อการเก็บและสะดวกในการนำไปทดสอบผล จากนั้นเมื่อเราได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมาแล้วจะต้องมีการประมาณเส้นฐานเพื่อกำจัดการยกตัวของเส้นฐานในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เมื่อได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีการยกตัวของเส้นฐานแล้วจึงมีการนำไปหาค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่เลือกใช้

### 3.1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์เตหะราน-ไคโร

ในการอธิบายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติและผิดปกติจนกระทั่งได้วิธีทางคณิตศาสตร์ สิ่งสำคัญของการศึกษาค้นคว้าแบบจำลองต่างๆ ในระยะ 10 ปี แบบจำลองนี้เป็นฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์แบบใหม่ ชื่อว่า สูตรเตหะราน-ไคโร (Tehran-Cairo formula) (VR Abbasi, 2001) ซึ่งสามารถแทนคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติและผิดปกติทั้ง 12 ลีด คลื่นทั้ง 7 ลูกของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแบบจำลองทางคณิตศาสตร์นี้ใช้อ้างอิงจากเส้นกราฟที่มีอยู่ในพลวัตนี้เป็นแบบจำลองที่มี 2 แกนคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เปลี่ยนแปลงของโรคหัวใจสามารถประมาณได้จากสมการนี้ การปรับปรุงพารามิเตอร์ของฟังก์ชันจะทำให้แบบจำลองของความสำคัญทางไฟฟ้าของโรคหัวใจเกิดขึ้น

ถ้าพิจารณากราฟของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นคาร์ทีเซียน ข้อมูลในแต่ละลีดสามารถแสดงได้โดยฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ของวงกลม ซึ่งเป็นความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้าที่ขึ้นอยู่กัเวลา  $Voltage = f(time)$  แกนคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการพล็อต 2 แนวแกนของการกระตุ้นไฟฟ้าของหัวใจตามแกนของเวลา สูตรเตหะราน-ไคโรเป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ซึ่งแทนคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติและผิดปกติทั้ง 12 ลีด จุดเด่นของสมการและการคำนวณของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ 7 ลูกคลื่นของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติและผิดปกติจะแสดงการเปลี่ยนของส่วน ST คลื่น V ถูกอธิบายโดยทางคณิตศาสตร์และมีผลการสนับสนุนทางสรีระวิทยาด้วย

ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ส่วนมากเป็นการประมาณแบบปิด โครงร่างของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกทำการหาและสัมพันธ์กับพื้นฐานของพารามิเตอร์ที่รู้ในแต่ละลีด ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีด คือ พารามิเตอร์ของความกว้างในแต่ละคลื่น ( $w_n$ ) ความสูงของแต่ละคลื่น ( $h_n$ )

อัตราของแต่ละคลื่น ( $r_n$ ) ความต่างเฟสของแต่ละคลื่นที่สัมพันธ์กับจุดสูงสุดที่สอง (R wave) ของกลุ่มคลื่น Q, R, S ช่วง PR และ QT ดังแสดงในสมการที่ (3-1)

$$\begin{aligned}
 V = & p(t) + V_1(t) + q(t) + r(t) + s(t) + V_2(t) + t(t) + u(t) \\
 & \left( \frac{\text{Log} |s_p/10.h_p|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_p.w_p}{120e})|} \right) \\
 V = & 10.h_p \text{Sin} \left( \left( \frac{\pi.r_p}{60e} .t + \Phi_r + \frac{\pi.r_p(2PR + w_p - w_r)}{120e} \right) \right. \\
 & \left. \left( \frac{\text{Log} |s_{v1}/10.h_{v1}|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_p.w_{v1}}{120e})|} \right) \right. \\
 & + 10.h_{v1} \text{Sin} \left( \left( \frac{\pi.r_p}{60e} .t + \Phi_r + \Delta \Phi_{v1-r} \right) \right. \\
 & \left. \left( \frac{\text{Log} |s_q/10.h_q|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_q.w_q}{120e})|} \right) \right. \\
 & + 10.h_q \text{Sin} \left( \left( \frac{\pi.r_q}{60e} .t + \Phi_r + \frac{\pi.r_q(w_q + w_r)}{120e} \right) \right. \\
 & \left. \left( \frac{\text{Log} |s_r/10.h_r|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_r.w_r}{120e})|} \right) \right. \\
 & + 10.h_r \text{Sin} \left( \left( \frac{\pi.r_r}{60e} .t + \Phi_r \right) \right. \\
 & \left. \left( \frac{\text{Log} |s_{v2}/10.h_{v2}|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_t.w_{v2}}{120e})|} \right) \right. \left( \frac{\text{Log} |s_s/10.h_s|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_s.w_s}{120e})|} \right) \\
 & + [10.h_s - 10.h_{v2} \text{Sin} \left( \left( \frac{\pi}{2} - \Phi_s + \Phi_t + \Delta \Phi_{v2-t} \right) \right) \text{Sin} \left( \left( \frac{\pi.r_s}{60e} .t + \Phi_r - \right. \right. \\
 & \left. \left. \frac{\pi.r_s(w_r + w_s)}{120e} \right) \right) \\
 & \left. \left( \frac{\text{Log} |s_{v2}/10.h_{v2}|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_t.w_{v2}}{120e})|} \right) \right. \\
 & + 10.h_{v2} \text{Sin} \left( \left( \frac{\pi.r_t}{60e} .t + \Phi_t + \Delta \Phi_{v2-t} \right) \right. \\
 & \left. \left( \frac{\text{Log} |s_{v2}/10.h_{v2}|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_t.w_{v2}}{120e})|} \right) \right. \left( \frac{\text{Log} |s_t/10.h_t|}{\text{Log} |\cos(\frac{\pi.r_t.w_t}{120e})|} \right)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& + [10.h_t - 10.h_{v_2} \sin \left( \frac{\pi}{2} + \Delta \Phi_{v_2-t} \right)] \sin \left( \frac{\pi.r_t}{60e} .t + \Phi_r - \right. \\
& \left. \frac{\pi.r_t(2QT - w_q - w_r)}{120e} \right) \\
& \left( \frac{\log |s_u/10.h_u|}{\log \left| \cos \left( \frac{\pi.r_u.w_u}{120e} \right) \right|} \right) \\
& + 10.h_u \sin \left( \frac{\pi.r_u}{60e} .t + \Phi_t + \frac{\pi.r_t(w_t + w_u + 2dTU)}{120e} \right) \quad (3-1)
\end{aligned}$$

เมื่อ e คือความกว้างของแถบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

$w_p, w_q, w_r, w_s, w_t, w_u$  คือความกว้างของคลื่น p, q, r, s, t, u ในหน่วยวินาที

$r_p, r_q, r_r, r_s, r_t, r_u$  คืออัตราของคลื่น p, q, r, s, t, u ในหน่วยบิต/นาฬิกา

$h_p, h_q, h_r, h_s, h_t, h_u$  คือความสูงของคลื่น p, q, r, s, t, u ในหน่วยมิลลิโวลต์

$s_p, s_q, s_r, s_s, s_t, s_u$  คือค่าโวลต์เดจของจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของคลื่น p, q, r, s, t, u โดยกำหนดให้มีค่าเท่ากันทุกคลื่น

PR คือความกว้างของช่วงเวลา PR

QT คือความกว้างของช่วงเวลา QT

dTU คือระยะระหว่างจุดสิ้นสุดของคลื่น T และจุดเริ่มต้นของคลื่น U

$\Phi_r$  คือระยะระหว่างจุดสูงสุดของคลื่น R และจุดอ้างอิงบนแกนเวลา

$\Phi_s$  และ  $\Phi_t$  คือความต่างเฟสของคลื่น S และ T กับจุดสูงสุดของคลื่น R ตามลำดับ

สัมประสิทธิ์ของสูตรเตหะราน-โคโรทอร์จะกำหนดให้อยู่ในขอบเขตในการขอบเขตเราต้องการศึกษาสถิติของประชากร โดยพิจารณาความสูง ความกว้าง อายุและเพศ ซึ่งต้องการศึกษาเพิ่มเติมที่คล้ายคลึงกันแต่ใหญ่กว่า เมตริกซ์จะมีส่วนที่แสดงรูปแบบของความผิดปกติทางไฟฟ้าของโรคหัวใจได้อย่างสมบูรณ์

คลื่น V เป็นผลของสูตรเตหะราน-โคโรซึ่งสามารถคำนวณได้ทั้งกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติและผิดปกติมี 2 ระยะของคลื่นที่ปิดบังอยู่ ซึ่งปกติจะอยู่หลังส่วน PR กลุ่มคลื่น QRS และส่วน ST ปกติมันจะสร้างส่วนเอียงที่ลดต่ำลงของส่วน PR และส่วนเอียงที่สูงขึ้นของส่วน ST คลื่นนี้มีความสำคัญอย่างมากในการเกิดกราฟของภาวะขาดเลือดของกล้ามเนื้อหัวใจและการเปลี่ยนแปลงของส่วน ST



คุณลักษณะคลื่น V ( $V_1$  &  $V_2$  parts) ควรจะหาได้จากพารามิเตอร์ของคลื่นอื่นๆ คุณสมบัติที่ต้องการเป็นมาตรฐานทางคณิตศาสตร์ที่อาศัยการสังเกตจากการทดสอบ ซึ่งมีการทดสอบจะสำเร็จสำหรับการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติทั้ง 12 ลีดดังสมการที่ (3-2), (3-3), (3-4)

ส่วน  $V_1$ -Wave

$$h_{v1} = k_1 \cdot h_p \quad (3-2)$$

$$w_{v1} = PR - w_p + w_q + \frac{w_r}{2} \quad (3-3)$$

$$\Delta\Phi_{v1-r} = \frac{\pi \cdot r_f (w_q + w_r)}{60e} \quad (3-4)$$

แกนของคลื่น  $V_2$  จะแสดงมุมเล็กๆ ระหว่างคลื่น T กับกลุ่ม QRS อย่างไรก็ตามสมการเชิงเส้นง่ายๆ ที่ได้มาสำหรับคลื่น  $V_2$  จะระบุและลดความต้องการที่ถูกต้องซึ่งมีค่าน้อยที่สุด มันจะดีกว่าการเปรียบเทียบกับคลื่น T ดังนั้นในลีดทั้งหมดจะได้ดังสมการที่ (3-5), (3-6), (3-7)

ส่วน  $V_2$ -Wave

$$h_{v2} = \frac{h_t}{k_2} \quad (2.5 < k_2 < 4.4, k_2 = 3.22) \quad (3-5)$$

$$w_{v2} = k_3 \cdot w_t \quad (1.25 < k_3 < 1.45, k_3 = 1.40) \quad (3-6)$$

$$\Delta\Phi_{v2-t} = \frac{\pi \cdot r_t \cdot k_4 (2QT - 2w_q - w_r - w_t)}{120e} \quad (0.22 < k_4 < 0.40, k_4 = 0.313) \quad (3-7)$$

### 3.2 การแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาศกราฟไปอยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัล

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติแล้วจะทำการบันทึกลงบนกระดาศกราฟมาตรฐานเพื่อนำไปใช้ในการวินิจฉัยความเป็นไปได้เกี่ยวกับโรคหัวใจ ทำให้มีความต้องการที่จะเปลี่ยนข้อมูลที่บันทึกได้จากกระดาศกราฟไปเป็นรูปแบบทางอิเล็กทรอนิกส์สำหรับการนำไปใช้ที่มีประสิทธิภาพ

ในหัวข้อนี้แสดงต้นแบบระบบที่ถูกออกแบบในการแปลงจากกระดาศกราฟไปเป็นรูปแบบการบันทึกทางอิเล็กทรอนิกส์ ดังนั้นเราสามารถฟื้นคืนรูปกราฟตามที่เราต้องการในแต่ละอันได้อย่างมีประสิทธิภาพหรือวิเคราะห์โดยวิธีกระบวนการสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือถูกย้ายไปยังระบบคอมพิวเตอร์สำหรับวัตถุประสงค์ทางคลินิก ในระบบต้นแบบนี้ทำการสแกนภาพใบนำรีของภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกนำมาวิเคราะห์โดยใช้เทคนิคการประมวลสัญญาณภาพ ดังเช่นวิธีการกรองและวิธีทินนิ่ง การได้มาของรูปแบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกเก็บและบ่งชี้ในแฟ้มข้อมูล ส่วนวิธีที่ใช้ในการกำจัดพื้นหลังจะใช้ความแตกต่างของสีเพื่อให้รูปภาพดังกล่าว เหลือเพียงพื้นสีขาวและเส้นกราฟสีดำแล้วใช้วิธีทินนิ่งในการหาค่ากึ่งกลางของพิกเซลแต่ละคอลัมน์ จากนั้นนำไปหาความสัมพันธ์ของกราฟระหว่างแรงดันไฟฟ้าทางด้านแกน y เทียบกับเวลาทางด้านแกน x เพื่อให้ได้ข้อมูลในเชิงอิเล็กทรอนิกส์ที่จะนำไปใช้ในการวิเคราะห์ผลต่อไป (ซึ่งรายละเอียดของโปรแกรมแสดงไว้ในภาคผนวก ข)

### 3.2.1 ขั้นตอนในการแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาศกราฟไปอยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัล

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติในการบันทึกนั้นจะทำกันลงบนกระดาศกราฟมาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาล สำหรับการวินิจฉัยความเป็นไปได้ของโรคหัวใจในการตรวจสอบทางคลินิกจะเกิดความล้มเหลว (ผิดพลาด) ซึ่งมีความต้องการที่จะทำการแปลงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำการบันทึกลงในกระดาศกราฟไปอยู่ในรูปแบบทางอิเล็กทรอนิกส์ที่มีประสิทธิภาพในการฟื้นคืนรูปซึ่งใช้สำหรับในทางคลินิกโดยมีขั้นตอนดังนี้

1. โหลดภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแฟ้มข้อมูล
2. กำจัดสีพื้นของกราฟโดยใช้ความต่างของสีพื้นกับเส้นของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
3. ใช้วิธีทินนิ่ง (Jian and Dinesh, 1996) ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้คือ

หลักในการพิจารณาโครงร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นคือ การที่มีการรักษารูปร่างจริงของอัลกอริทึมทินนิ่งสามารถใช้สำหรับจุดประสงค์นี้ในการประยุกต์ ซึ่งจะการพิจารณาคุณลักษณะของรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวิเคราะห์ของอัลกอริทึมทินนิ่งคล้ายกับการเข้าถึงระยะทินนิ่งซึ่งถูกใช้กับโครงร่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีพื้นฐานของวิธีการหาของอัลกอริทึมทินนิ่งเป็นการพยายามที่จะหาระยะจากพิกเซล ในการพิจารณาความใกล้เคียงของพิกเซลสีขาวมากที่สุด โดยมีการตรวจสอบรัศมีของพิกเซลและตรวจจับสำหรับการเกิดพิกเซลสีขาวอันแรกซึ่งรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นช่วงที่อยู่ในสุด ดังรูปที่ 3.1

วิธีทินนิ่งเป็นที่ยอมรับในระบบว่า สามารถอธิบายได้อย่างกระชับดังแสดงในตัวอย่างรูปที่ 3.1 เมื่อ รูปที่ 3.1 (a) เป็นพื้นที่ขยายของส่วนรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ:

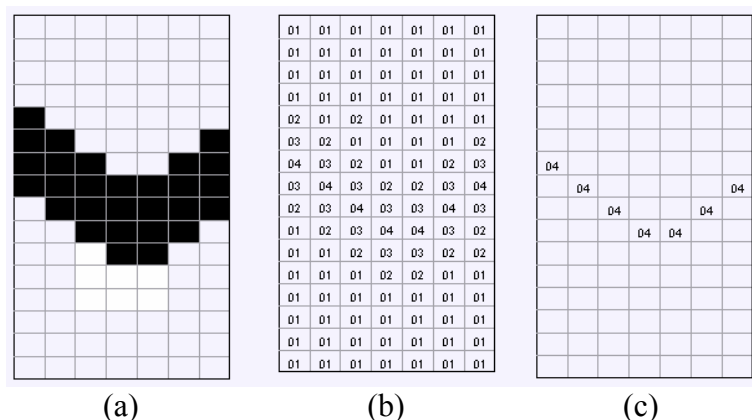
3.1 ทุกคอลัมน์ในรูปเริ่มจากคอลัมน์ซ้ายสุด ทำการตรวจสอบจากบนลงล่างและนำระยะที่ใกล้พิกเซลสีขาวที่สุดมาคำนวณ ซึ่งระยะในการคำนวณของแต่ละพิกเซลคืออัตราระยะห่าง (distance rating) ถูกกำหนดเป็นพิกเซลนั้น

3.2 จากการที่คำนวณของอัตราระยะห่างนั้นสำหรับแต่ละพิกเซลเป็นพื้นฐานของกฎซึ่งพิกเซลสีดำถูกกำหนดค่า ดังรูปที่ 3.1 (b) ซึ่งอัตราระยะห่างคือจำนวนของพิกเซลสีดำที่ห่างจากพิกเซลสีขาวมากที่สุดจากบนลงล่าง

3.3 พิกเซลทั้งหมดในแต่ละคอลัมน์ถูกตรวจสอบด้วยอัตราระยะห่างซึ่งแสดงในรูปที่ 3.1 (b)

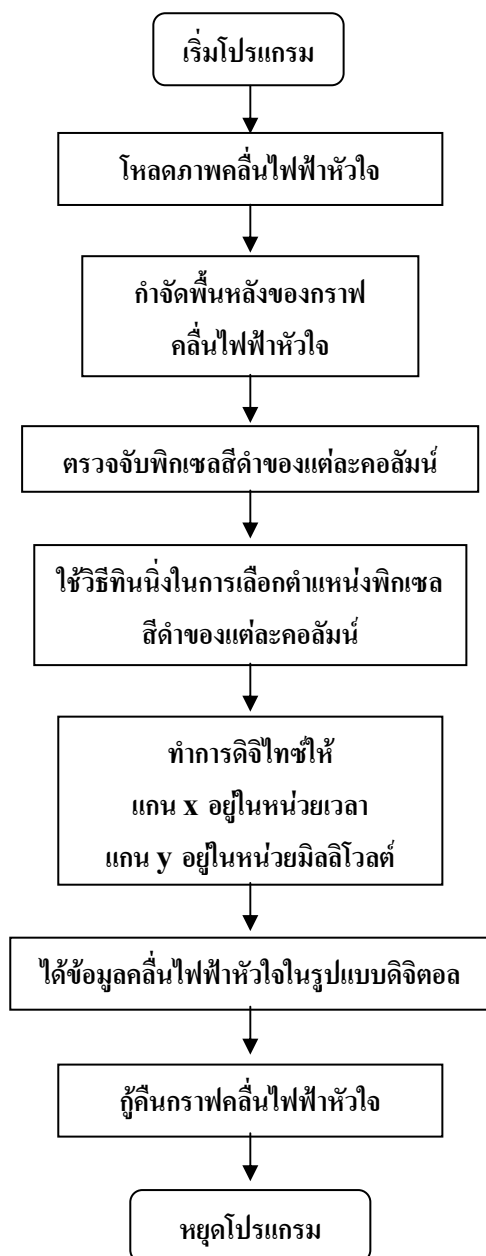
3.4 โครงร่างกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่หาได้ แต่ละคอลัมน์จะถูกตรวจสอบอีกครั้ง และ พิกเซลทั้งหมดในแต่ละภาพเว้นแต่พิกเซลซึ่งได้มามีอัตราระยะห่างสูงสุดถูกแสดงในรูปที่ 3.1 (c)

4. ทำการดิจิไทซ์กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อัตราการแซมปลิง = 250 Hz
5. ได้ข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปแบบดิจิตอล
6. ทำการกู้คืนกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลับมาในรูปแบบดิจิตอล



รูปที่ 3.1 แสดงโครงร่างของวัตถุในแนวเดียวกันของแต่ละคอลัมน์ สามารถหาได้จากพิกเซลในสุดในวัตถุอย่างไรก็ตามการตรวจสอบในแนวตั้งแทนรัศมีวงกลมสามารถทำให้เกิดผลความมีประสิทธิภาพของโครงร่างรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ขั้นตอนที่อธิบายมาข้างต้นแสดงเป็นแผนภาพของโปรแกรกดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แสดงแผนภาพขั้นตอนของโปรแกรมการแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปดิจิทัล

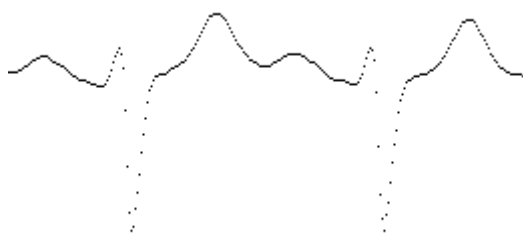
### 3.2.2 ผลทดสอบการแปลงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากกระดาษกราฟไปอยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัล

จากรูปที่ 3.3 แสดงภาพจากกระดาษกราฟเพื่อที่จะทำการแปลงไปอยู่ในรูปดิจิทัลในรูปที่ 3.4 เป็นขั้นตอนต่อมาแสดงการตรวจจับเส้นกราฟโดยใช้วิธีทึบนิ่ง จากนั้นจะได้รูปที่ 3.5 ซึ่ง

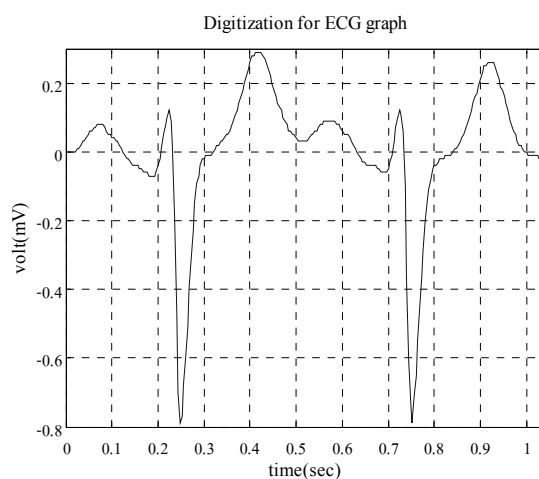
แสดงกราฟที่ได้จากการแปลงข้อมูลภาพเป็นข้อมูลดิจิทัล โดยจะต้องมีการกำหนดค่าทางแกน y มีค่าเป็นมิลลิโวลต์และค่าทางแกน x เป็นเวลาหน่วยวินาที



รูปที่ 3.3 แสดงภาพจากกระดาษกราฟ



รูปที่ 3.4 แสดงภาพที่ได้จากการเขียนโปรแกรมเพื่อตรวจจับกราฟ



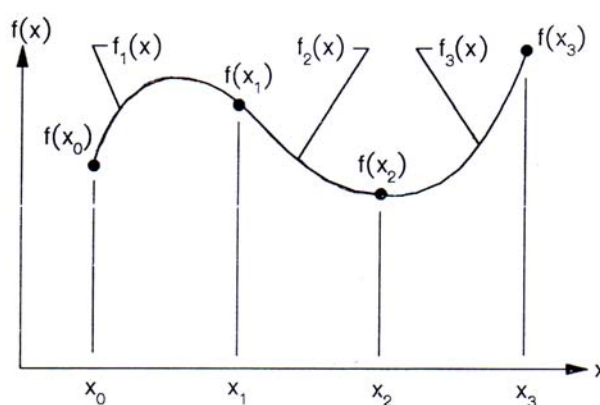
รูปที่ 3.5 แสดงกราฟที่ได้จากการแปลงข้อมูลภาพเป็นข้อมูลดิจิทัล

### 3.3 การประมาณเส้นฐานโดยวิธีเส้นโค้งอันดับสาม (Cubic Spline)

การแก้ไขการยกตัวของเส้นฐาน ซึ่งเป็นปัญหาหลักอันหนึ่งในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เส้นฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจประมาณโดยการแทรกจุดของเส้นฐานที่ต่อเนื่องกันกับเส้นอันดับสามเทคนิคเส้นโค้งกำลังสาม (Fabio, Arthur and Edward, 1991) ถูกประมาณด้วยเส้นฐานต่อเนื่องโดยร่วมกับจุดบนเส้นฐานกับเส้นอันดับสาม พารามิเตอร์ของเส้นอันดับสามต่างๆ ถูกคำนวณโดยการรวมอนุพันธ์อันดับหนึ่งและสองของจุดมูลฐานภายใน ดังนั้นจึงได้ผลลัพธ์ของเส้นฐานที่ราบเรียบ ข้อได้เปรียบของการใช้เส้นโค้งกำลังสามก็เพื่อกำจัดคลื่นรบกวนความถี่ต่ำแน่นอนว่าเทคนิคเส้นโค้งกำลังสามไม่ใช่ฟิลเตอร์ทำให้หลีกเลี่ยงปัญหาของการบิดเบือนเฟสในส่วน of ST ที่ความถี่ต่ำของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ซึ่งรายละเอียดของโปรแกรมแสดงไว้ในภาคผนวก ก)

#### 3.3.1 การประมาณค่าในช่วงกำลังสาม

การสร้างฟังก์ชันเพื่อให้เชื่อมต่อข้อมูลด้วยการใช้เส้นโค้งกำลังสาม สามารถทำได้ในทำนองเดียวกันกับการใช้เส้นโค้งกำลังสอง การใช้เส้นโค้งกำลังสามนี้มีข้อดีเมื่อเปรียบเทียบกับเส้นโค้งกำลังสอง กล่าวคือ ในช่วงระหว่างจุด 2 จุดที่กำหนดให้ เส้นโค้งกำลังสองจะมีลักษณะการกระจายแบบเว้าเข้าหรือเว้าออกอย่างใดอย่างหนึ่งเท่านั้น ในขณะที่เส้นโค้งกำลังสามสามารถมีลักษณะการกระจายแบบเว้าเข้าและเว้าออกที่ต่อเนื่องกันในช่วงระหว่าง 2 จุดที่กำหนดให้ ดังนั้นเส้นโค้งกำลังสามจึงเป็นที่นิยมใช้กันโดยทั่วไปการคำนวณหาค่าประมาณในช่วงข้อมูลเนื่องจากมีลักษณะการเปลี่ยนแปลงของการกระจายที่ดีกว่า (ปราโมทย์, 2538)



รูปที่ 3.6 การประมาณค่าในช่วงโดยใช้ฟังก์ชันกำลังสาม

ยกตัวอย่างเช่นหากเรามีข้อมูลทั้งหมด 4 ข้อมูลดังเช่นแสดงในรูปที่ 3.6 ฟังก์ชันกำลังสามก็จำเป็นต้องคำนวณหาซึ่งเชื่อมต่อกับข้อมูลเหล่านี้ คือ

$$f_1(x) = a_1x^3 + b_1x^2 + c_1x + d_1 \quad x_0 \leq x \leq x_1 \quad (3-8)$$

$$f_2(x) = a_2x^3 + b_2x^2 + c_2x + d_2 \quad x_1 \leq x \leq x_2 \quad (3-9)$$

$$f_3(x) = a_3x^3 + b_3x^2 + c_3x + d_3 \quad x_2 \leq x \leq x_3 \quad (3-10)$$

โดย  $a_i, b_i, c_i, d_i, i = 1, 2, 3$  เป็นค่าคงตัวที่ไม่รู้ค่า ซึ่งในที่นี้มีทั้งหมด 12 ค่าและสามารถคำนวณได้จากเงื่อนไขดังต่อไปนี้

(ก) ที่จุดต่อภายในใด ๆ ฟังก์ชันจาก 2 ด้านที่เชื่อมเข้าหากันที่จุดต่อจำเป็นต้องมีค่าเท่ากันที่ตำแหน่งของจุดนั้น เช่น ที่จุดต่อ  $x_1$  เงื่อนไขที่เกิดขึ้นคือ

$$f_1(x_1) = a_1x_1^3 + b_1x_1^2 + c_1x_1 + d_1 = f(x_1) \quad (3-11)$$

$$f_2(x_1) = a_2x_1^3 + b_2x_1^2 + c_2x_1 + d_2 = f(x_1) \quad (3-12)$$

ในกรณีของรูปที่ 3.6 ที่มีจุดต่อที่อยู่ภายใน 2 จุด ดังนั้นจึงเกิดเงื่อนไขเช่นนี้ 4 เงื่อนไข

(ข) ฟังก์ชันแรกต้องผ่านข้อมูลแรกที่  $x_0$  นั่นคือ

$$f_1(x_0) = a_1x_0^3 + b_1x_0^2 + c_1x_0 + d_1 = f(x_0) \quad (3-13)$$

และฟังก์ชันท้ายต้องผ่านข้อมูลท้ายที่  $x_3$  นั่นคือ

$$f_3(x_3) = a_3x_3^3 + b_3x_3^2 + c_3x_3 + d_3 = f(x_3) \quad (3-14)$$

นั่นคือ ก่อให้เกิดเงื่อนไขเพิ่มขึ้นอีก 2 เงื่อนไข

(ค) ที่จุดต่อภายในใด ๆ ค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (first derivative) ซึ่งมีความหมายถึงค่าของความชันของฟังก์ชันทั้ง 2 ด้านของจุดต่อ ต้องมีค่าเท่ากันที่ตำแหน่งของจุดต่อนั้น เช่นที่จุดต่อ  $x_1$  เงื่อนไขที่เกิดขึ้นนี้คือ

$$f_1'(x_1) = f_2'(x_1) \quad (3-15)$$

$$3a_1x_1^2 + 2b_1x_1 + c_1 = 3a_2x_1^2 + 2b_2x_1 + c_2 \quad (3-16)$$

ดังนั้นในรูปที่ 3.6 นี้ จะประกอบด้วยเงื่อนไขเช่นนี้อยู่ 2 เงื่อนไข

(ง) ที่จุดต่อภายในใด ๆ ค่าอนุพันธ์อันดับสอง (second derivative) ของฟังก์ชันทั้ง 2 ด้านของจุดต่อต้องมีค่าเท่ากันที่ตำแหน่งของจุดต่อนั้นเช่นที่จุดต่อ  $x_1$  เงื่อนไขนี้คือ

$$f_1''(x_1) = f_2''(x_1) \quad (3-17)$$

$$6a_1x_1 + 2b_1 = 6a_2x_1 + 2b_2 \quad (3-18)$$

ซึ่งในรูปที่ 3.6 นี้ประกอบด้วยเงื่อนไขเช่นนี้อยู่ 2 เงื่อนไข

(จ) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันที่ตำแหน่งจุดปลายทั้งสอง นั่นคือที่  $x_0$  และ  $x_3$  นั้น มีค่าเท่ากับศูนย์

$$f_1''(x_0) = f_3''(x_3) = 0 \quad (3-19)$$

ซึ่งก่อให้เกิดเงื่อนไขเพิ่มขึ้นอีก 2 เงื่อนไข

ดังนั้น จากรูป 3.6 ซึ่งประกอบด้วย 4 ข้อมูล และ 3 ฟังก์ชันกำลังสาม โดยมีตัวคงที่ที่ไม่รู้ค่าทั้งหมด 12 ตัว และจากเงื่อนไขดังที่ได้อธิบายในข้อ (ก) – (จ) ซึ่งมีทั้งหมด  $4 + 2 + 2 + 2 + 2 = 12$  เงื่อนไข ดังนั้นจึงก่อให้เกิดระบบสมการซึ่งประกอบด้วย 12 สมการย่อยที่สามารถนำไปสู่ผลลัพธ์ของค่าคงตัวที่ไม่รู้ค่าเหล่านี้ได้

สำหรับปัญหาโดยทั่วไปที่ประกอบด้วย  $n+1$  ข้อมูล เราจำเป็นต้องประดิษฐ์ฟังก์ชันกำลังสามทั้งหมด  $n$  ฟังก์ชัน นั่นคือ  $f_1(x)$ ,  $f_2(x)$ , ...,  $f_n(x)$  และเนื่องจากแต่ละฟังก์ชันต่างประกอบด้วยค่าคงตัวที่ไม่รู้ค่า 4 ค่า ดังนั้น ปัญหาโดยทั่วไปจึงประกอบด้วยค่าคงตัวทั้งหมด  $4n$  ค่า จากเงื่อนไขทั้งหมดดังที่ได้อธิบายในข้อ (ก) – (จ) เราจะมีเงื่อนไขรวมทั้งสิ้น  $2(n-1) + 2(n-1) + (n-1) + 2 =$



$4n$  เงื่อนไข ซึ่งหมายความว่าเราสามารถสร้างระบบสมการที่ประกอบด้วย  $4n$  สมการย่อยที่จะนำไปสู่ผลลัพธ์ของค่าคงตัวที่ไม่รู้ค่าทั้งหมด  $4n$  ค่าได้ และเมื่อได้ค่าคงตัวเหล่านี้แล้วเราสามารถแทนกลับลงในฟังก์ชันกำลังสามต่างๆ ดังแสดงในสมการ (3-8), (3-9), (3-10) เพื่อการประมาณค่าในช่วงของข้อมูลใด ๆ ที่ต้องการ

จากกระบวนการดังที่อธิบายมาข้างต้นนี้ หากเราต้องการสร้างฟังก์ชันกำลังสามทั้งหมด  $n$  ฟังก์ชัน เราจำเป็นต้องแก้ระบบสมการที่ประกอบด้วย  $4n$  สมการย่อยซึ่งจัดได้ว่าเป็นจำนวนค่อนข้างมากทีเดียว กระบวนการที่จะอธิบายดังต่อไปนี้จะหลีกเลี่ยงการแก้ระบบสมการที่ประกอบด้วยสมการย่อยจำนวนมากดังกล่าว โดยจะแก้ระบบสมการซึ่งประกอบด้วยสมการย่อยเพียง  $n-1$  สมการ กระบวนการดังกล่าวนี้จะประดิษฐ์ขึ้นเป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์

กระบวนการใหม่นี้ตั้งอยู่บนหลักการที่ว่า หากเราหาค่าอนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันกำลังสามดังเช่นที่อยู่ในรูปแบบของสมการ (3-8), (3-9), (3-10) จะก่อให้เกิดฟังก์ชันเชิงเส้นตรงที่อยู่ในรูปแบบดังเช่นแสดงในสมการ (3-17), (3-18) นั่นคือเราสามารถกล่าวได้ว่าลักษณะการกระจายของค่าอนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันกำลังสามนั้นอยู่ในรูปแบบเชิงเส้นตรง สามารถเขียนในรูปแบบของสมการ (3-20) ได้ดังนี้

$$f_i''(x) = f''(x_{i-1}) \frac{x - x_i}{x_{i-1} - x_i} + f''(x_i) \frac{x - x_{i-1}}{x - x_{i-1}} \quad (3-20)$$

โดย  $i = 1, 2, \dots, n$  หากเราอินทิเกรตสมการ (3-20) นี้เราก็จะได้ฟังก์ชัน  $f_i(x)$  ที่เราต้องการ ซึ่งใช้ได้ในช่วงตำแหน่ง  $x_{i-1}$  และ  $x_i$  แต่ในขณะเดียวกันจะเกิดค่าคงที่จากการอินทิเกรตขึ้นมา 2 ค่า ซึ่งค่าคงที่นี้สามารถหาได้จากเงื่อนไขที่ว่า

$$x_{i-1} : f_i(x_{i-1}) = f(x_{i-1}) \quad (3-21)$$

$$x_i : f_i(x_i) = f(x_i) \quad (3-22)$$

เมื่อได้ค่าคงที่จากการอินทิเกรตทั้ง 2 ค่านี้แทนกลับลงในฟังก์ชัน  $f_i(x)$  จะได้ผลลัพธ์ดังนี้

$$f_i(x) = \frac{f''(x_{i-1})}{6(x_i - x_{i-1})} (x_i - x)^3 + \frac{f''(x_i)}{6(x_i - x_{i-1})} (x - x_{i-1})^3$$

$$\begin{aligned}
& + \left[ \frac{f''(x_{i-1})}{(x_i - x_{i-1})} - \frac{(x_i - x_{i-1})f''(x_{i-1})}{6} \right] (x_i - x) \\
& + \left[ \frac{f''(x_i)}{(x_i - x_{i-1})} - \frac{(x_i - x_{i-1})f''(x_i)}{6} \right] (x - x_{i-1})
\end{aligned} \tag{3-23}$$

ทางด้านขวาของสมการ (3-23) นี้ประกอบด้วยตัวไม่รู้ค่าเพียง 2 ค่า นั่นคือ ค่าอนุพันธ์อันดับสองของฟังก์ชันที่ตำแหน่ง  $x_{i-1}$  และ  $x_i$  เนื่องจากที่จุดต่อภายในใด ๆ ค่าของความชันทั้ง 2 ด้านของจุดต่อต้องมีค่าเท่ากันที่ตำแหน่งของจุดต่อนั้น ดังเช่นแสดงในสมการ (3-15), (3-16) นั่นเอง

$$f'_{i-1}(x_i) = f'_i(x_i) \tag{3-24}$$

ดังนั้น หากเราหาค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชัน  $f_{i-1}(x)$  และ  $f_i(x)$  จากสมการ (3-23) แล้วแทนลงในสมการ (3-24) เราจะได้

$$\begin{aligned}
& (x_i - x_{i-1})f''(x_{i-1}) + 2(x_{i+1} - x_{i-1})f''(x_i) + (x_{i+1} - x_i)f''(x_{i+1}) \\
& = \frac{6}{x_{i+1} - x_i} (f(x_{i+1}) - f(x_i)) + \frac{6}{x_i - x_{i-1}} (f(x_{i-1}) - f(x_i))
\end{aligned} \tag{3-25}$$

สมการ (3-25) ที่ได้ประกอบด้วยค่าอนุพันธ์อันดับสองที่ไม่รู้ค่าที่ตำแหน่ง  $x_{i-1}$ ,  $x_i$  และ  $x_{i+1}$  เนื่องจาก  $i = 1, 2, \dots, n$  และค่าอนุพันธ์อันดับสองที่จุดปลายทั้งสองของข้อมูลทั้งหมดมีค่าเท่ากับศูนย์ดังเช่น แสดงในสมการ (3-19) นั่นคือ

$$f''(x_0) = f''(x_n) = 0 \tag{3-26}$$

ดังนั้น ค่าอนุพันธ์อันดับสองที่ไม่รู้ค่า  $f''(x_1), f''(x_2), \dots, f''(x_{n-1})$  ซึ่งมีทั้งหมด  $n-1$  ค่า และสามารถหาได้จากการเขียนสมการ (3-25) ขึ้นมาเป็นระบบสมการระบบสมการที่เกิดขึ้นจะอยู่ในรูปแบบดังนี้

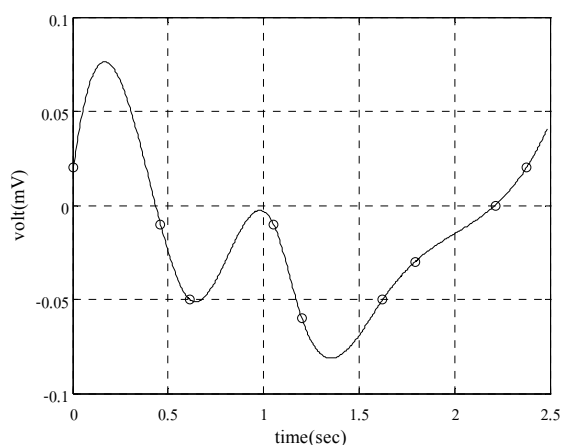
$$\begin{bmatrix}
 x & x & & & \\
 x & x & x & & \\
 & x & x & x & \\
 & & \dots & & \\
 & & & x & x & x \\
 & & & & x & x
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 f''(x_1) \\
 f''(x_2) \\
 f''(x_3) \\
 \dots \\
 f''(x_{n-2}) \\
 f''(x_{n-1})
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 x \\
 x \\
 x \\
 \dots \\
 x \\
 x
 \end{bmatrix}
 \quad (3-27)$$

โดยเครื่องหมาย x ระบุค่าตัวเลขที่มีค่าไม่เท่ากับศูนย์ เมทริกซ์จัตุรัสที่อยู่ทางด้านซ้ายของระบบสมการ (3-27) นี้เป็นเมทริกซ์ที่สัมประสิทธิ์ทุกตัวต่างมีค่าเท่ากับศูนย์ยกเว้นสัมประสิทธิ์ตามแนวเส้นทแยงมุมทั้งสาม (tridiagonal matrix) ระบบสมการดังกล่าวสามารถแก้เพื่อหาผลลัพธ์ได้โดยง่าย ค่าอนุพันธ์อันดับสองที่ได้จากการแก้ระบบสมการ (3-27) เมื่อแทนกลับลงในสมการ (3-23) จะก่อให้เกิดฟังก์ชันเส้นโค้งกำลังสาม ซึ่งสามารถนำไปหาค่าประมาณในช่วงที่อยู่ระหว่างตำแหน่ง  $x_{i-1}$  และ  $x_i$  เพื่อให้เกิดความเข้าใจในวิธีการนี้ยิ่งขึ้น

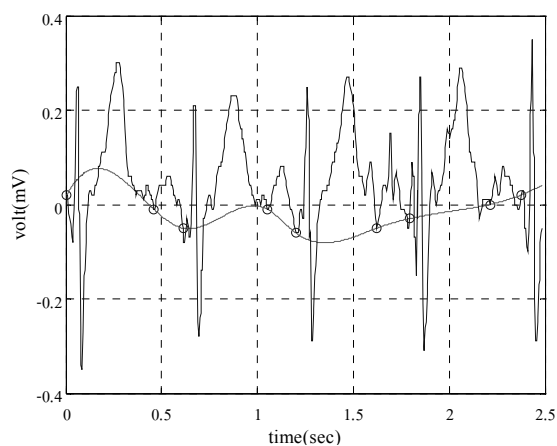
### 3.3.2 ผลทดสอบการประมาณเส้นฐานโดยวิธีเส้นโค้งกำลังสาม

#### 3.3.2.1 ผลทดสอบในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย

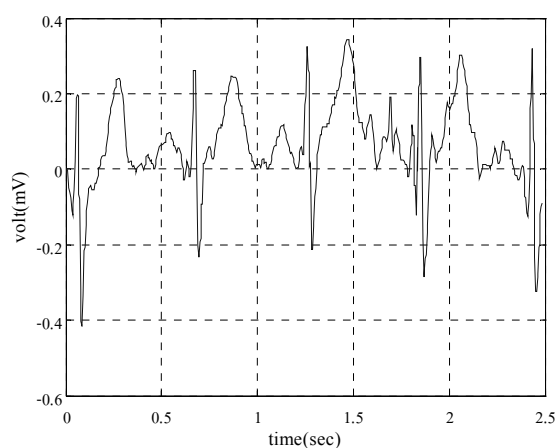
ทำการทดสอบโดยจะกำหนดจุดของเส้นโค้งกำลังสามก่อนจุดสูงสุดแรกของคลื่น R เท่ากับ 52 มิลลิวินาทีและเพิ่มการกำหนดจุดที่ตำแหน่งเริ่มต้นของแต่ละรอบการเดินของหัวใจด้วย



รูปที่ 3.7 แสดงการกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB



รูปที่ 3.8 แสดงตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ



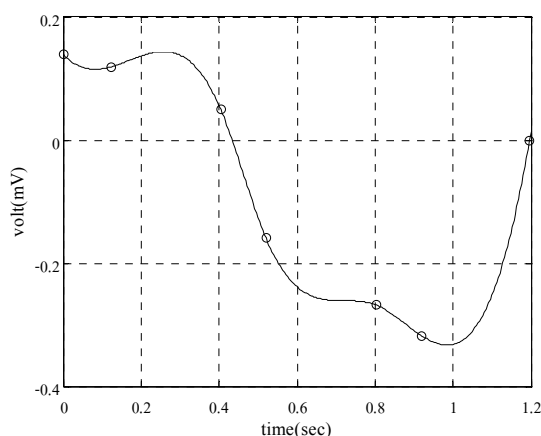
รูปที่ 3.9 แสดงรูปกราฟที่ทำการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสาม (Cubic Spline)

จากรูปที่ 3.7 แสดงการกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB ซึ่งจากการทดสอบจะต้องกำหนดจุดก่อนจุดสูงสุดแรกของคลื่น R เท่ากับ 52 มิลลิวินาที และเพิ่มการกำหนดจุดที่ตำแหน่งเริ่มต้นของแต่ละรอบการเต้นของหัวใจด้วย จากนั้นจะเห็นได้ว่าตำแหน่งจุดเหล่านั้นในกราฟของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปที่ 3.8 ซึ่งแสดงตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ ในรูปที่ 3.9 แสดงรูปกราฟที่ทำการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสามเรียบร้อยแล้ว

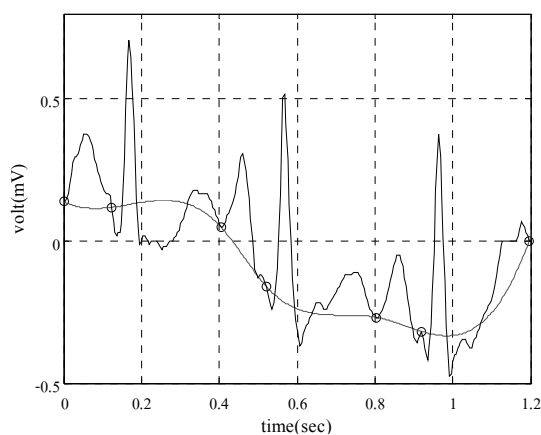
### 3.3.2.2 ผลทดสอบในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2

ทำการทดสอบโดยกำหนดจุดของเส้นโค้งกำลังสามก่อนจุดสูงสุดแรกของคลื่น R เท่ากับ 40 มิลลิวินาทีและเพิ่มการกำหนดจุดที่ตำแหน่งเริ่มต้นของแต่ละรอบการเต้นของหัวใจด้วย

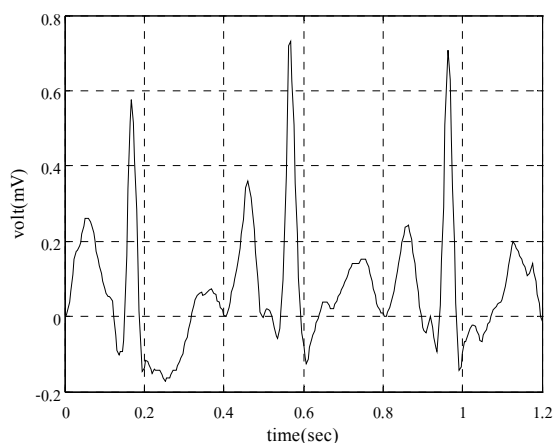
จากรูปที่ 3.10 แสดงการกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB ซึ่งจากการทดสอบจะต้องกำหนดจุดก่อนจุดสูงสุดแรกของคลื่น R เท่ากับ 40 มิลลิวินาที และเพิ่มการกำหนดจุดที่ตำแหน่งเริ่มต้นของแต่ละรอบการเต้นของหัวใจด้วย จากนั้นจะเห็นตำแหน่งจุดเหล่านั้นในกราฟของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปที่ 3.11 ซึ่งแสดงตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ ในรูปที่ 3.12 แสดงกราฟที่การประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสามเรียบร้อยแล้ว



รูปที่ 3.10 แสดงการกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB



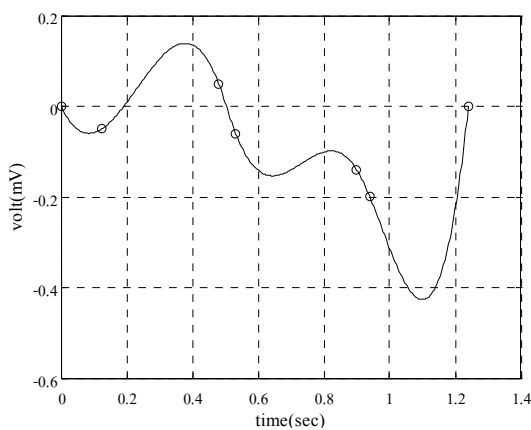
รูปที่ 3.11 แสดงตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ



รูปที่ 3.12 แสดงรูปกราฟที่ทำการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสาม (Cubic Spline)

### 3.3.2.3 ผลทดสอบในระยะพักหลังการออกกำลังกาย

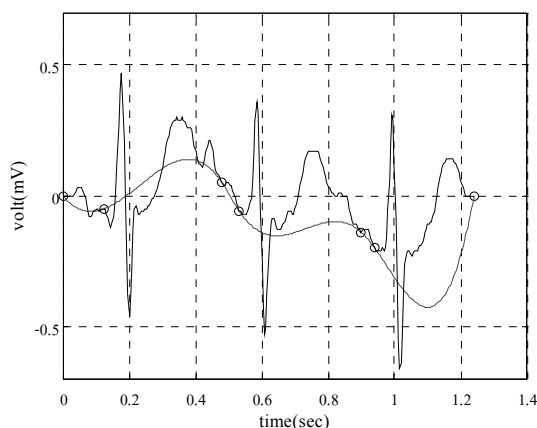
ทำการทดสอบโดยกำหนดจุดของเส้นโค้งกำลังสามซึ่งก่อนจุดสูงสุดแรกของคลื่น R เท่ากับ 48 มิลลิวินาทีและเพิ่มการกำหนดจุดที่ตำแหน่งเริ่มต้นของแต่ละรอบการเต้นของหัวใจด้วย



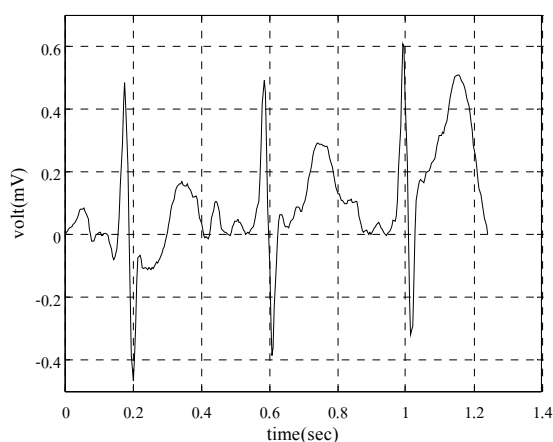
รูปที่ 3.13 แสดงการกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB

จากรูปที่ 3.13 แสดงการกำหนดจุดของฟังก์ชัน Spline ใน MATLAB ซึ่งจากการทดสอบจะต้องกำหนดจุดก่อนจุดสูงสุดแรกของคลื่น R เท่ากับ 48 มิลลิวินาที และเพิ่มการกำหนดจุดที่ตำแหน่งเริ่มต้นของแต่ละรอบการเต้นของหัวใจด้วย จากนั้นจะเห็นตำแหน่งจุดเหล่านั้น

ในกราฟของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปที่ 3.14 ซึ่งแสดงตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ ในรูปที่ 3.15 แสดงรูปกราฟที่ทำการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสามเรียบร้อยแล้ว



รูปที่ 3.14 แสดงตำแหน่งการยกตัวของเส้นฐานในกราฟ



รูปที่ 3.15 แสดงรูปกราฟที่ทำการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณเส้นโค้งกำลังสาม (Cubic Spline)

### 3.4 การหาพารามิเตอร์ของสูตรเตหะราน-โคโร

ในการหาค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองสูตรเตหะราน-โคโร ซึ่งประกอบด้วยพารามิเตอร์ทั้งหมด 32 พารามิเตอร์ ซึ่งมีพารามิเตอร์บางตัวที่สามารถใช้ค่าเดียวกันแทนลงในแบบจำลองได้

คือค่า  $s_p = s_q = s_r = s_s = s_t = s_u = s$  ดังนั้นจะมีพารามิเตอร์ทั้งหมด 27 พารามิเตอร์ที่ต้องหาค่า โดยหาค่าพารามิเตอร์ได้ดังนี้

**3.4.1 อ่านค่าได้จากกราฟ** (รายละเอียดของโปรแกรมอยู่ในภาคผนวก ง) ซึ่งจะได้แก่  $e, w_p, w_q, w_r, w_s, w_t, w_u, r_q, r_r, r_s, h_p, h_q, h_r, h_s, h_t, h_u, PR, QT, dTU, \Phi_r, \Phi_s$  และ  $\Phi_t$  ทั้งหมด 22 พารามิเตอร์

### 3.4.2 การค้นหาแบบตามเชิงปรับตัว

ส่วนพารามิเตอร์ที่เหลืออีก 5 พารามิเตอร์คือ  $r_p, r_t, r_u, k_1$  และ  $x$  ใช้การค้นหาแบบตามเชิงปรับตัว (รายละเอียดของโปรแกรมแสดงไว้ในภาคผนวก จ) เพื่อให้ได้ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมและเป็นคำตอบของแบบจำลองที่ดีที่สุด

วิธีการค้นหาแบบตามเป็นวิธีทางปัญญาประดิษฐ์ที่นำมาประยุกต์ใช้กับการแก้ปัญหาที่สำหรับงานซึ่งต้องการหาคำตอบที่ดีที่สุด (optimization) ได้อย่างมีประสิทธิภาพ Glover F. เป็นผู้ริเริ่มเสนอแนวคิดวิธีการค้นหาแบบตามไว้เมื่อปี ค.ศ. 1977 ซึ่งได้รับการอธิบายไว้ใน (Bland and Dawson, 1991) และหลังจากนั้นก็เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย เนื่องจากวิธีการดังกล่าวสามารถหลีกเลี่ยงคำตอบวงแคบเฉพาะถิ่น (local optimum) และดำเนินการค้นหาคำตอบต่อไปเรื่อยๆ จนกระทั่งได้คำตอบที่ใกล้เคียงความเป็นวงกว้าง (near global optimum) (Mantawy et al., 1998 : Kaplan et al., 1998 : Bland and Dawson, 1991) นอกจากนั้นเมื่อไม่นานมานี้ได้มีการศึกษาซึ่งเป็นการหาค่าของการเปรียบเทียบสมรรถนะของเทคนิคการค้นหาแบบโปรแกรมกำลังสองตามลำดับ (sequential quadratic programming) การโปรแกรมวิวัฒนาการ (evolutionary programming) และการค้นหาแบบตาม (tabu search) (Sujitiorn and Kulworawanichpong, 2001) กับปัญหาการหาค่าที่เหมาะสมที่สุดภายใต้เงื่อนไขไม่เป็นเชิงเส้น พบว่าวิธีการค้นหาแบบตามมีสมรรถนะที่ดีที่สุด ทั้งด้านความแม่นยำในคำตอบและความเร็วในการค้นหา รวมถึงผู้ใช้สามารถออกแบบการเคลื่อนย้ายและเงื่อนไขต่างๆ ของตามให้มีความเหมาะสมกับระบบที่สุด

#### 3.4.2.1 องค์ประกอบของวิธีการค้นหาแบบตาม

การค้นหาแบบตามนั้นเป็นขั้นตอนของวิธีการคิดที่ซึ่งได้มีนำมาประยุกต์ใช้เกี่ยวกับการหาค่าของคำตอบที่ดีที่สุดเชิงผสมผสาน (combinatorial optimization) ซึ่งจะทำให้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ องค์ประกอบของวิธีการค้นหาแบบตามที่แตกต่างกันจากวิธีการค้นหาแบบอื่นๆ คือ มีเกณฑ์ความเป็นตาม (tabu list criteria) และมีเกณฑ์ความปรารถนา (aspiration criteria) ซึ่ง



●“เกณฑ์ความเป็นตามู” เป็นส่วนที่คอยเก็บข้อมูลของคำตอบในอดีตของกระบวนการค้นหานี้ๆ เพื่อเป็นตัวกำหนดการค้นหาคำตอบว่าจะมีทิศทางไปทางใด หลักการออกแบบเกณฑ์ความเป็นตามู จะมีลักษณะแตกต่างกันออกไป ขึ้นอยู่กับปัญหาแต่ละชนิด

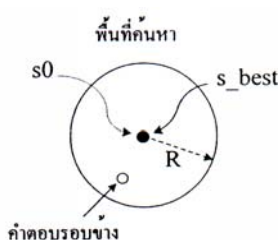
●“เกณฑ์ความปรารถนา” เป็นเงื่อนไขที่จะใช้ในบางครั้งที่จำเป็นจะต้องเลือกคำตอบที่อยู่ในเกณฑ์ความเป็นตามู งานบางชนิดที่ปัญหาไม่ซับซ้อนไม่จำเป็นต้องฟังส่วนนี้ก็ได้ เกณฑ์ความเป็นตามูอย่างเดียวกันก็เพียงพอที่จะค้นหาคำตอบที่ดีที่สุดได้

### 3.4.2.2 การค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว (Adaptive Tabu Search)

การค้นหาแบบตามูได้ถูกนำไปทำการปรับปรุงรายละเอียดมากมายหลายวิธี เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการค้นหาคำตอบ เช่น การค้นหาตามูแบบชนิดโต้ตอบได้ (reactive tabu search) หรือการค้นหาตามูเชิงปรับตัว (adaptive tabu search) ฯลฯ ในหัวข้อนี้จะทำการศึกษารายละเอียดของตามูเชิงปรับตัว รวมไปถึงกรณีศึกษาการนำไปประยุกต์ใช้งานกับการค้นหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อให้ได้ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมที่สุด ขั้นตอนในการนำเอาวิธีการค้นหาแบบตามูธรรมดาไปประยุกต์ใช้สามารถสรุปได้ดังนี้

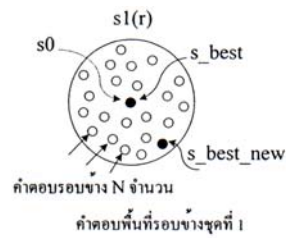
ขั้นตอนที่ 1 ซึ่งที่กำหนดให้ count เป็นจำนวนรอบของการค้นหาและ count\_max เป็นจำนวนรอบสูงสุดที่จะทำการค้นหา

ขั้นตอนที่ 2 ทำการสุ่มคำตอบเริ่มต้น  $s_0$  ภายในพื้นที่ค้นหารอบข้างในรัศมี  $R$  ขณะนี้  $s_0$  มีสถานะเป็นคำตอบที่ดีที่สุดแบบวงแคบเฉพาะถิ่น กำหนดให้  $s_0 = s_{best}$  ดังแสดงในรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การสุ่มคำตอบ  $s_0$  ในพื้นที่การค้นหารัศมี  $R$  (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004)

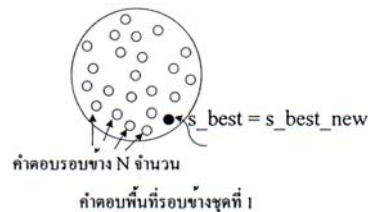
ขั้นตอนที่ 3 ทำการสุ่มเลือกคำตอบใหม่  $N$  คำตอบโดยทำการเดินรอบๆ คำตอบ  $s_0$  ภายในพื้นที่ค้นหา กำหนดให้  $s_1(r)$  เป็นเซตของคำตอบที่ประกอบไปด้วยคำตอบใหม่ทั้งหมด  $N$  คำตอบดังแสดงในรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 คำตอบพื้นที่รอบข้าง  $s_0$  (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004)

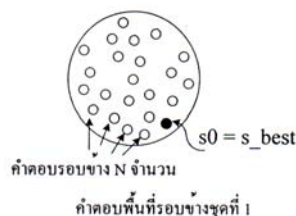
ขั้นตอนที่ 4 ทำการประเมินค่าของคำตอบที่อยู่ภายใน  $s_1(r)$  ด้วยฟังก์ชันวัตถุประสงค์แล้วเลือกคำตอบที่ดีที่สุดจากคำตอบทั้งหมดที่อยู่ภายใน  $s_1(r)$  และกำหนดให้คำตอบนั้นเป็น  $s\_best\_new$  ดังแสดงในรูปที่ 3.17

ขั้นตอนที่ 5 ถ้า  $s\_best\_new$  ดีกว่า  $s\_best$  แล้วนั้น กำหนดให้  $s\_best = s\_best\_new$  พิจารณาได้จากรูปที่ 3.18 แต่ถ้าไม่มีคำตอบใดที่ดีกว่า  $s\_best$  ให้ไปยังขั้นตอนที่ 6



รูปที่ 3.18 กำหนดค่าใหม่ให้กับคำตอบพื้นที่รอบข้างที่ดีที่สุด (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004)

ขั้นตอนที่ 6 กำหนดค่า  $s_0 = s\_best$  ซึ่งแสดงได้ด้วยรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 กำหนดค่าใหม่ให้กับ  $s_0$  (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004)

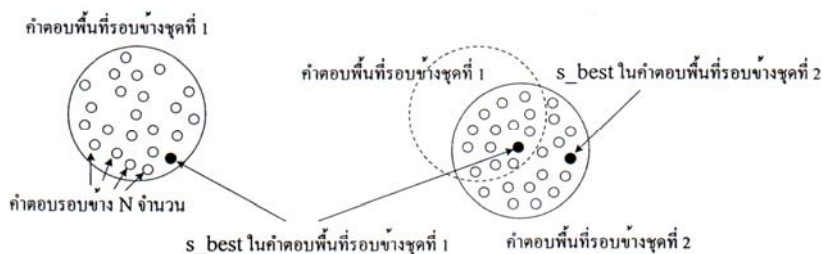
ขั้นตอนที่ 7 ถ้า  $s\_best$  ไม่อยู่ใน Neighbor List ซึ่งให้ทำการบันทึก  $s\_best$  ลงใน Neighbor List

ขั้นตอนที่ 8 ถ้า  $count > count\_max$  ให้ยุติการค้นหา คำตอบที่ได้จะเป็นคำตอบที่ดีที่สุดตั้งแต่ทำการค้นหา

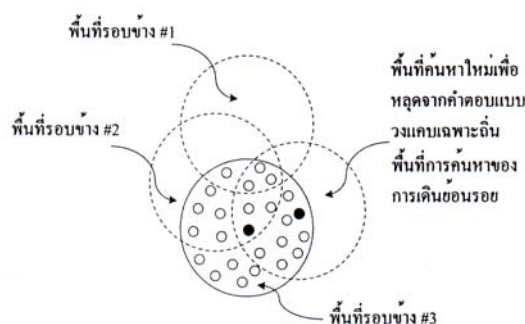
ขั้นตอนที่ 9 ถ้า  $count < count\_max$  ให้กลับไปเริ่มที่ข้อ 2 ใหม่ และทำการค้นหาจนกระทั่งถึงเป้าหมายที่ตั้งไว้ ซึ่งแสดงได้ดังรูปที่ 3.20

อย่างไรก็ตาม การค้นหาแบบตามูธรรมดานั้นยังมีประสิทธิภาพไม่เพียงพอต่อการนำไปประยุกต์ใช้งานในหลายๆกรณี ตัวอย่างเช่น การค้นหาค่าพารามิเตอร์ของระบบที่มีความซับซ้อนมากขึ้น รวมถึงกรณีที่มีค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการการค้นหาเป็นจำนวนมาก ทำให้ต้องใช้เวลาในการค้นหาพารามิเตอร์เหล่านี้เพิ่มขึ้น ดังนั้นจึงได้มีการนำเอาโครงสร้างของการค้นหาแบบตามูธรรมดามาทำการปรับปรุง เพื่อให้สามารถค้นหาคำตอบที่ดีที่สุดได้อย่างมีประสิทธิภาพและรวดเร็วยิ่งขึ้น เรียกวิธีการที่ได้รับการปรับปรุงนี้ว่า การค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว ซึ่งได้ทำการเพิ่มสองกลไกเข้าไปในการค้นหาแบบตามูธรรมดา ได้แก่ การเดินย้อนรอย และการปรับรัศมีการค้นหา ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้คือ

*การเดินย้อนรอย (Back Tracking)* เป็นขั้นตอนที่อนุญาตให้ระบบค้นหาทำการกลับไปค้นหาพื้นที่คำตอบเก่าที่เคยถูกค้นหาแล้ว คำตอบที่ดีกว่าจะถูกเลือกจากพื้นที่คำตอบที่ถูกย้อนรอยนี้ รายละเอียดของการย้อนรอยแสดงได้ดังรูปที่ 3.21 โดยกำหนดคำตอบใหม่ให้เป็นจุดเริ่มต้นในการค้นหา พื้นที่ในการค้นหาใหม่ก็จะเกิดขึ้นด้วย นั่นหมายความว่า การค้นหามีโอกาสที่จะหลุดออกจากคำตอบที่เป็นแบบวงแคบเฉพาะถิ่น คำตอบใหม่ที่ถูกใช้เป็นจุดเริ่มต้นนี้ไม่จำเป็นจะต้องเป็นคำตอบที่ดีที่สุดในพื้นที่ปัจจุบัน การเดินย้อนรอยจึงเป็นกลไกหนึ่งที่สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการหลุดจากคำตอบที่เป็นแบบวงแคบเฉพาะถิ่นได้เป็นอย่างดี



รูปที่ 3.20 การค้นหาคำตอบในรอบต่อไป (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004)



รูปที่ 3.21 การเดินย้อนรอยในกระบวนการค้นหาแบบดาบุงเชิงปรับตัว (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004)

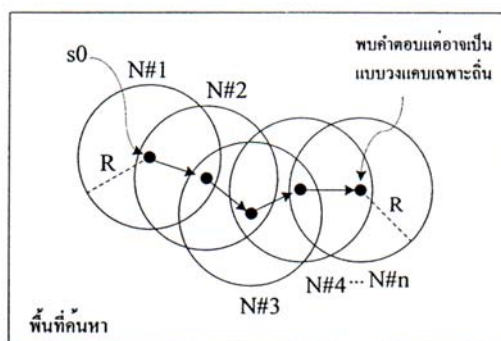
*การปรับรัศมีการค้นหา (Adaptive Radius)* ซึ่งมีกระบวนการปรับรัศมีการค้นหาจะทำการลดรัศมีการค้นหาในระหว่างการค้นหา ซึ่งการลดจะดำเนินไปเรื่อยๆ จนกระทั่งการค้นหาเข้าใกล้คำตอบที่ดีที่สุดแบบวงกว้าง โดยปกติแล้วรัศมีการค้นหาคำตอบในแต่ละรอบของการค้นหานั้นถือเป็นองค์ประกอบสำคัญอย่างหนึ่ง รัศมีการค้นหาที่กว้างจะให้ผลของการค้นหาที่หยาบ ซึ่งอาจจะมีผลให้ค้นหาพลาดคำตอบที่ต้องการได้ ในทางตรงกันข้าม ถ้ารัศมีการค้นหาคำตอบมีขนาดเล็ก การค้นหาคำตอบจะต้องใช้เวลาที่มากขึ้น ยิ่งไปกว่านั้น รัศมีการค้นหาคำตอบที่เล็กมากๆ อาจจะทำให้ระบบไม่สามารถครอบคลุมพื้นที่ของคำตอบที่ต้องการค้นหาได้อย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้นการปรับรัศมีการค้นหาให้เหมาะสมกับสถานการณ์การค้นหาคำตอบในขณะหนึ่งๆ จึงสามารถเพิ่มประสิทธิภาพของการค้นหาได้ในกระบวนการค้นหาแบบดาบุงเชิงปรับตัว จึงได้พัฒนาการปรับรัศมีการค้นหาให้เหมาะสมในระหว่างการค้นหาคำตอบโดยการใช้ค่าการประเมินเป็นองค์ประกอบในการพิจารณารัศมีการค้นหา กล่าวคือเมื่อคำตอบปัจจุบันให้ค่าการประเมินที่ดีขึ้น รัศมีการค้นหาจะลดลงตามความสัมพันธ์ ดังแสดงในสมการที่ (3-28)

$$\text{radius}_{\text{new}} = \frac{\text{radius}_{\text{old}}}{\text{DF}} \quad (3-28)$$

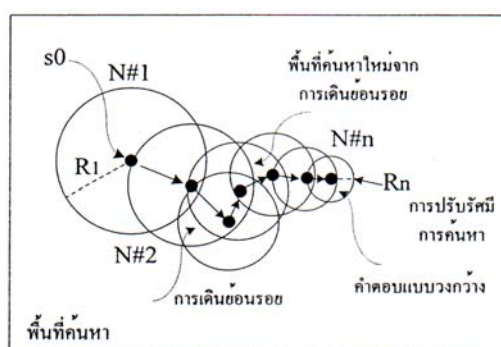
โดยที่ DF เป็นตัวประกอบการลดของรัศมี (decreasing factor) ค่าที่เหมาะสมของ DF จะแตกต่างกันและขึ้นอยู่กับปัญหาแต่ละอย่าง

โดยปกติการค้นหาแบบดาบุงเชิงปรับตัวจะเพิ่มกลไกการเดินย้อนรอยเข้าไปในขั้นตอนที่ 6 และ 7 ของการค้นหาแบบดาบุงชนิดธรรมดา ในขณะที่กลไกการปรับรัศมีการค้นหาจะใช้ในช่วงท้ายสุดของขั้นตอนที่ 7 ซึ่งความแตกต่างระหว่างการค้นหาแบบดาบุงธรรมดาและการ

ค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัวแสดงดังรูปที่ 3.22 และ 3.23 ตามลำดับ โดยจะเห็นว่า การค้นหาแบบตามูธรรมดาคะค้นหาคำตอบไปเรื่อยๆ โดยไม่มีกระบวนการเดินย้อนรอยและการปรับรัศมีการค้นหา ซึ่งคำตอบที่ได้อาจเป็นแบบวงแคบเฉพาะถิ่น



รูปที่ 3.22 การค้นหาแบบตามูธรรมดา (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004)



รูปที่ 3.23 การค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว (Puangdownreong, Kulworawanichpong and Sujitjon, 2004)

### 3.4.2.3 การเปรียบเทียบด้านสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลอง (Reconstructed ECG Accuracy Capability)

การเปรียบเทียบความถูกต้องของการสร้างแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะพิจารณาเป็นฟังก์ชันวัตถุประสงค์เพื่อหาค่าความผิดพลาดของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจในการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว ค่าความถูกต้องของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยหาค่า PRD (Percent Root Mean square Difference)

$$PRD = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n [\bar{x}(i) - x(i)]^2}{\sum_{i=1}^n x(i)^2}} \quad (3-29)$$

โดยที่  $x$  คือ สัญญาณต้นแบบ

$\bar{x}$  คือ สัญญาณที่สร้างจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

นอกเหนือจากการพิจารณาค่าความถูกต้องของแบบจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้ค่าที่ได้จากการคำนวณแล้ว ยังต้องคำนึงถึงการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ให้เหมือนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ โดยแบบจำลองจะต้องรักษาค่าแอมพลิจูดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่วนต่างๆ ให้มีค่าใกล้เคียงกับสัญญาณต้นแบบ

#### 3.4.2.4 การพิจารณาเลือกค่าพารามิเตอร์ของการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว

เนื่องจากวิธีการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว ประกอบด้วยกลไกที่สำคัญสองประการได้แก่ การเดินย้อนรอย และการปรับรัศมีการค้นหา ดังนั้นรัศมีการค้นหาจึงเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะส่งผลกระทบต่อการค้นหาพารามิเตอร์ที่ต้องการ นอกจากนี้จำนวนคำตอบรอบข้างในการค้นหาก็มีผลต่อการค้นหาด้วยเช่นกัน กล่าวคือถ้ากำหนดให้รัศมีการค้นหาและจำนวนคำตอบรอบข้างในการค้นหาให้มีค่ามากหรือน้อยเกินไป ย่อมส่งผลกระทบต่อระยะเวลาในการค้นหา รวมทั้งอาจทำให้ไม่สามารถพบคำตอบที่ต้องการได้

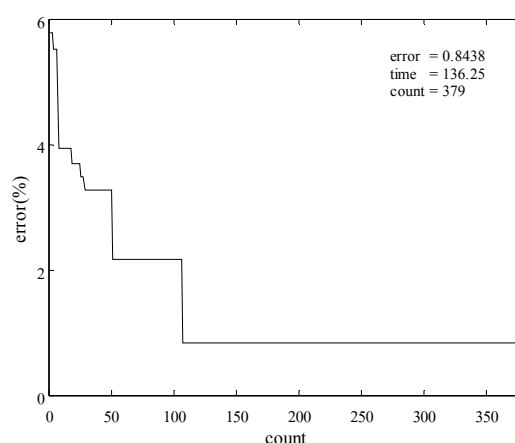
ในการทดสอบเพื่อวินิจฉัยเลือกค่าพารามิเตอร์ของวิธีการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว จะดำเนินการปรับจำนวนคำตอบรอบข้าง 3 กรณีด้วยกัน ได้แก่ 30, 40 และ 50 โดยในแต่ละกรณีจะดำเนินการปรับรัศมีการค้นหาเป็น 0.5, 1 และ 5 ตามลำดับ เมื่อพิจารณาสูตรเตหะราน-ไคโรที่แสดงในสมการ (3-1) จะได้ว่าค่าพารามิเตอร์ที่ค้นหาประกอบด้วย 5 ค่า จากทั้งหมด 27 ค่า ซึ่งเงื่อนไขในการยุติการค้นหาคำตอบกำหนดไว้ว่า กระบวนการที่ทำการค้นหาคำถามจนครบจำนวนรอบสูงสุดที่ตั้งไว้ คือ 1500 รอบ หรือค่าของความคลาดเคลื่อนที่ประเมินได้จากฟังก์ชันวัตถุประสงค์มีค่าไม่เกินกว่า 5% ซึ่งค่านี้ยังไม่ใช่ค่าที่ดีที่สุด เพียงแต่เป็นค่าที่กำหนดขึ้นเพื่อการทดสอบเท่านั้น ผลการทดสอบดังกล่าวพิจารณาได้จากตารางที่ 3.1 ซึ่งแสดงเวลาที่ใช้ในการค้นหาจำนวนรอบที่เจอคำตอบและค่าความคลาดเคลื่อนที่น้อยที่สุด

เมื่อพิจารณาผลการทดสอบในตารางที่ 3.1 จะพบว่ากรณีจำนวนคำตอบรอบข้างในการค้นหาเป็น 40 และรัศมีการค้นหาเป็น 1 มีค่าความคลาดเคลื่อนที่น้อยที่สุดเป็น 0.8438%

ใช้เวลาเพียง 136.25 วินาที โดยเจอคำตอบในรอบที่ 379 ผลการทดสอบดังกล่าวแสดงได้ด้วยรูปที่ 3.24

ตารางที่ 3.1 การทดสอบเลือกค่าพารามิเตอร์ของวิธีการค้นหาแบบตาบู่เชิงปรับตัว

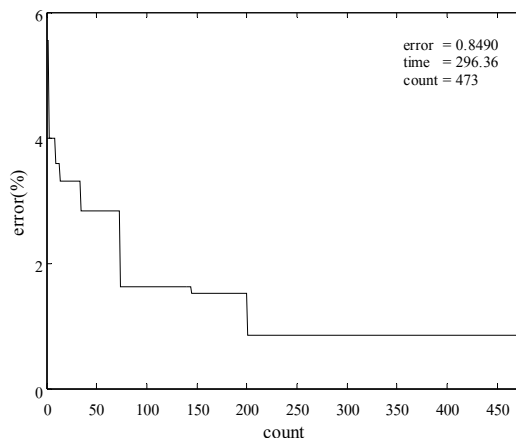
number of neighbor	radius	time (sec)	count	PRD (%)
30	0.5	303.19	577	1.6061
	1	101.05	292	1.1460
	5	201.08	390	1.5772
40	0.5	278.19	546	1.6032
	1	136.25	379	0.8438
	5	265.65	411	1.0199
50	0.5	481.33	823	0.9803
	1	296.36	473	0.8490
	5	533.61	679	1.2844



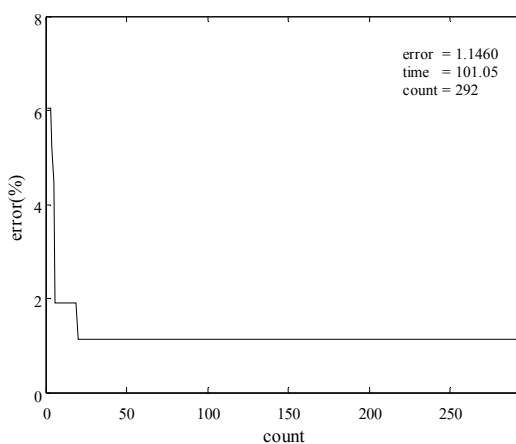
รูปที่ 3.24 ผลการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 40 และรัศมีการค้นหาเป็น 1

นอกจากนี้จะสังเกตเห็นได้ว่า มีบางกรณีที่ซึ่งการค้นหาแบบตาบู่เชิงปรับตัว ดังเช่น กรณีจำนวนคำตอบรอบข้างในการค้นหาเป็น 50 และรัศมีการค้นหาเป็น 1 ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยรองลงมาเป็นอันดับที่ 2 คือ 0.8490% แต่ใช้เวลาในการค้นหานาน 296.36 วินาที โดยเจอคำตอบในรอบที่ 473 ดังแสดงได้ด้วยรูปที่ 3.25 ส่วนอีกกรณีหนึ่งคือ ผลการทดสอบเมื่อ

จำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 30 และรัศมีการค้นหาเป็น 1 ซึ่งไม่สามารถค้นเจอคำตอบที่ต้องการได้ โดยค่าความคลาดเคลื่อนหลังจากการค้นหาประมาณรอบที่ 18 แล้ว ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อนก็ไม่ลดต่ำลงตามต้องการ ดังแสดงได้ด้วยรูปที่ 3.26 แม้ว่าจำนวนรอบในการค้นหาและเวลาจะมีค่าน้อยคือ 292



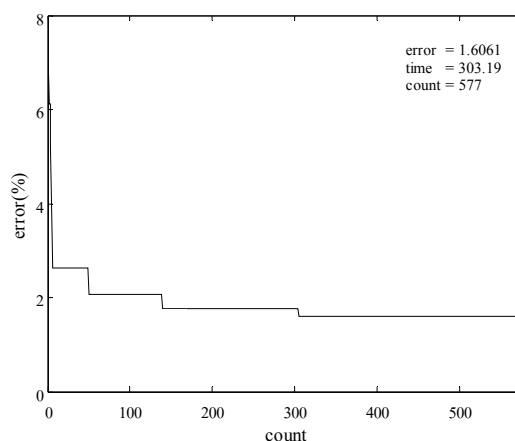
รูปที่ 3.25 ผลการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 50 และรัศมีการค้นหาเป็น 1



รูปที่ 3.26 ผลการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 30 และรัศมีการค้นหาเป็น 1

ส่วนอีกกรณีที่คล้ายคลึงกันคือ ผลของการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 30 และรัศมีการค้นหาเป็น 0.5 มีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในการทดสอบ ซึ่งมีจำนวนรอบการค้นหาและรัศมีการค้นหาในกรณีนี้มีค่ามากด้วย คือ 577 รอบและ 303.19 วินาทีตามลำดับ ดังที่แสดงได้ด้วยรูปที่ 3.27





รูปที่ 3.27 ผลการทดสอบเมื่อจำนวนคำตอบรอบข้างเป็น 30 และรัศมีการค้นหาเป็น 0.5

ตารางที่ 3.2 แสดงขอบเขตในการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัวของพารามิเตอร์ทั้ง 5 ตัว ในสถานะต่างๆ

Stage	$r_p$	$r_t$	$r_u$	$k_l$	$s$
Rest	[50,150]	[70,200]	[100,250]	(-0.45,-0.35) and (-0.3,-0.2)	[0.0001,1]
Stage2	[70,150]	[100,200]	[120,250]	(-0.45,-0.35) and (-0.3,-0.2)	[0.0001,1]
Recovery	[60,150]	[80,200]	[110,250]	(-0.45,-0.35) and (-0.3,-0.2)	[0.0001,1]

จากผลการทดสอบเพื่อเลือกค่าพารามิเตอร์ซึ่งเป็นวิธีการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัวแสดงให้เห็นว่า เมื่อได้กำหนดให้จำนวนคำตอบรอบข้างในการค้นหาเป็น 40 และรัศมีการค้นหาเป็น 1 จะส่งผลให้ได้ค่าความคลาดเคลื่อน จำนวนรอบการค้นหาและเวลาที่เหมาะสม ซึ่งจะทำให้เราได้ค่าพารามิเตอร์ของสูตรเตหะราน-โคโรที่เหมาะสม (ตารางผลของค่าพารามิเตอร์แสดงไว้ในภาคผนวก ก) โดยมีขอบเขตของค่าพารามิเตอร์ทั้ง 5 ค่า ในแต่ละสถานะ ดังแสดงในตารางที่ 3.2

จากตารางที่ 3.2 แสดงค่าขอบเขตของพารามิเตอร์ทั้ง 5 ค่า ในแต่ละสถานะ โดยค่า  $k_l$  ถ้าอยู่ใน Lead I, Lead II, Lead III, aVF, aVL และ aVR จะอยู่ในขอบเขต (-0.45,-0.35) ส่วนใน V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 นั้นจะอยู่ในขอบเขต (-0.3,-0.2) ซึ่งใช้กับทุกสถานะ เช่นเดียวกับค่า  $s$  ที่ใช้แทนค่าในทุกคลื่นคือ  $s_p, s_q, s_r, s_s, s_t, s_u$  ทุกค่าที่กล่าวมาแล้วล้วนแต่มีค่าเท่ากันและค่าขอบเขตของ  $s$  ก็มีค่าเท่ากันทุกสถานะคือ [0.0001,1]

### 3.5 สรุป

ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่ได้เลือกใช้ชื่อว่า สูตรเตหะราน-ไคโร (Tehran-Cairo formula) ซึ่งแทนคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติและผิดปกติทั้ง 12 ลีด จุดเด่นของสมการและมีการคำนวณของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ 7 ลูกคลื่นของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติและผิดปกติ จะมีแสดงการเปลี่ยนของส่วน ST คลื่น V ถูกอธิบายโดยทางคณิตศาสตร์และมีผลการสนับสนุนทาง สรีระวิทยาด้วย สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ปกติแล้วจะทำการบันทึกลงบนกระดาษมาตรฐาน เพื่อนำไปใช้ในการวินิจฉัยความเป็นไปได้เกี่ยวกับโรคหัวใจ ทำให้มีความต้องการที่จะเปลี่ยนข้อมูลที่บ้านที่ได้ออกจากกระดาษกราฟไปเป็นรูปแบบทางอิเล็กทรอนิกส์สำหรับการนำไปใช้ที่มีประสิทธิภาพ ในวิทยานิพนธ์นี้แสดงการแปลงจากกระดาษกราฟไปเป็นรูปแบบการบันทึกทางอิเล็กทรอนิกส์ โดยวิธีที่ใช้ในการกำจัดพื้นหลังจะใช้ความแตกต่างของสีเพื่อให้รูปภาพดังกล่าว เหลือเพียงพื้นสีขาวและเส้นกราฟสีดำ แล้วใช้วิธีหนึ่งในการหาค่ากึ่งกลางของพิกเซลแต่ละคอลัมน์ จากนั้นนำไปหาความสัมพันธ์ของกราฟระหว่างโวลต์ตรงทางด้านแกน y เทียบกับเวลาทางด้านแกน x โดยกำหนดอัตราการแซมปลิงมีค่า 250 Hz เพื่อให้ได้ข้อมูลในเชิงอิเล็กทรอนิกส์ที่จะนำไปใช้ในการวิเคราะห์ผลต่อไป

เส้นฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะที่ออกกำลังกายมักจะเกิดการยกตัวขึ้น การแก้ไขการยกตัวของเส้นฐาน ซึ่งเป็นปัญหาหลักอันหนึ่งในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เส้นฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจประมาณโดยการแทรกจุดของเส้นฐานที่ต่อเนื่องกันกับเส้นอันดับสามเทคนิคเส้นโค้งกำลังสามถูกประมาณด้วยเส้นฐานต่อเนื่องโดยร่วมกับจุดบนเส้นฐานกับเส้นอันดับสาม พารามิเตอร์ของเส้นอันดับสามต่างๆ ถูกคำนวณโดยการรวมอนุพันธ์อันดับหนึ่งและสองของจุดมูลฐานภายใน ดังนั้นจึงได้ผลลัพธ์ของเส้นฐานที่ราบเรียบ ข้อได้เปรียบของการใช้เส้นโค้งกำลังสามก็เพื่อกำจัดคลื่นรบกวนความถี่ต่ำแน่นอนว่าเทคนิคเส้นโค้งกำลังสามไม่ใช่ฟิลเตอร์ทำให้หลีกเลี่ยงปัญหาของการบิดเบือนเฟสในส่วน ST ที่ความถี่ต่ำของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากผลการทดสอบโดยกำหนดจุดของเส้นโค้งกำลังสามก่อนจุดสูงสุดแรกของคลื่น R ในระยะพักก่อนการออกกำลังกายเท่ากับ 52 มิลลิวินาที ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 เท่ากับ 40 มิลลิวินาทีและระยะพักหลังการออกกำลังกายเท่ากับ 48 มิลลิวินาทีและเพิ่มการกำหนดจุดที่ตำแหน่งเริ่มต้นของแต่ละรอบการเต้นของหัวใจด้วย

ในการหาค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองจะใช้การอ่านค่าจากกราฟและวิธีการค้นหาแบบตามูเชิงปรับตัว ซึ่งประกอบด้วยกลไกที่สำคัญสองประการได้แก่ การเดินย้อนรอย และการปรับรัศมีการค้นหา ดังนั้นรัศมีการค้นหาจึงเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะส่งผลกระทบต่อการค้นหาค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการ นอกจากนี้จำนวนคำตอบรอบข้างในการค้นหาก็มีผลต่อการค้นหาด้วยเช่นกัน กล่าวคือ

ถ้ากำหนดให้รัศมีการค้นหาและจำนวนคำตอบรอบข้างในการค้นหาให้มีค่ามากหรือน้อยเกินไป ย่อมส่งผลกระทบต่อระยะเวลาในการค้นหา รวมทั้งอาจทำให้ไม่สามารถพบคำตอบที่ต้องการได้ จากผลการทดสอบเพื่อเลือกค่าพารามิเตอร์ของวิธีการค้นหาแบบดาบุงเชิงปรับตัว แสดงให้เห็นว่า เมื่อกำหนดให้จำนวนคำตอบรอบข้างในการค้นหาเป็น 40 และรัศมีการค้นหาเป็น 1 จะส่งผลให้ได้ ค่าความคลาดเคลื่อนคือ PRD นั้นมีค่าเหมาะสมที่สุด จำนวนรอบการค้นหา และเวลาที่เหมาะสม ซึ่งจะทำให้เราได้ค่าพารามิเตอร์ของสูตรเตหะราน-โคโรที่เหมาะสม

## บทที่ 4

### การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีวิธีการต่างๆให้เลือกใช้ ขึ้นอยู่กับว่าวิธีการจำแนกใดจะเหมาะสมกับแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ใด ซึ่งบทนี้จะทดสอบวิธีที่เหมาะสมกับแบบจำลองสูตรเตหะราน-ไคโร โดยเลือกวิธีที่จะใช้ในการทดสอบ 3 วิธี คือ วิธี Generalized Linear Model วิธีแทนค่าเฉลี่ยเลขคณิตของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์ และวิธีการแทนค่าเฉลี่ยเลขคณิตของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์ (รายละเอียดของโปรแกรมแสดงในภาคผนวก จ) พร้อมทั้งพิจารณาผลทดสอบแบบแยกสถานะและรวมสถานะด้วย

#### 4.1 วิธีการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

##### 4.1.1 วิธี Generalized Linear Model (GLM)

ในการศึกษาวิธีนี้ได้นำค่าของพารามิเตอร์จากสูตรเตหะราน-ไคโร ซึ่งนำมาใช้ในการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ขั้นตอนของการจำแนกโรคดังกล่าวนี้ได้นำพารามิเตอร์ของแบบจำลองเตหะราน-ไคโรมาใช้ โดยพื้นฐานของ GLM (Dingfei, Narayanan and Shankar, 2002) ในการจำแนกโรคหัวใจขาดเลือดมีวิธีการดังสมการ (4-1)

$$\hat{Y} = A\beta + E \quad (4-1)$$

เมื่อ  $\hat{Y}$  คือ  $[Y_1, Y_2, \dots, Y_n]^T$  คือ เวกเตอร์ N มิติของผลที่ได้รับ

$\beta$  คือ  $[\beta_0, \beta_1, \dots, \beta_p]^T$  คือ เวกเตอร์ p+1 มิติของพารามิเตอร์ที่ไม่ทราบค่า

A คือ เมตริกซ์ขนาด  $N \times (p+1)$  ของพารามิเตอร์ที่เราทราบค่า เพื่อที่จะนำมาทดสอบเพื่อจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

E คือ  $[E_1, E_2, \dots, E_n]^T$  คือ เวกเตอร์ของค่าความผิดพลาดขนาด N มิติ

จากสมการ (4-1) การประมาณค่าถดถอยน้อยสุดเพื่อที่จะนำมาใช้หาค่า  $\beta$  ได้ดังสมการ (4-2)

$$\beta = (A^T A)^{-1} A^T \hat{Y} \quad (4-2)$$

เมื่อ  $A$  คือ เมตริกซ์ของพารามิเตอร์จากสูตรเตหะราน-โคโรของผู้ที่ไม่เป็นโรค  
ยกตัวอย่างเช่น  $A$  เป็นเมตริกซ์ขนาด  $30 \times 27$

$$A \text{ คือ } \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \\ \dots \\ A_{30} \end{bmatrix}$$

เมื่อ  $A_i$  คือ  $[w_p \ w_q \ w_r \ w_s \ w_t \ w_u \ h_p \ h_q \ h_r \ h_s \ h_t \ h_u \ r_p \ r_q \ r_r \ r_s \ r_t \ r_u \ PR \ QT \ dTU \ \Phi_r \ \Phi_s \ \Phi_t \ k_i \ x \ e]$

คือ ชุดของพารามิเตอร์ 1 ตัวอย่าง

$\hat{Y}$  คือ  $[1, 1, 1, \dots, 1]^T$

ค่า  $\beta$  ที่ได้จากสมการ (4-2) จะต้องนำไปแทนค่าในสมการ (4-1) เพื่อหาค่า  $\hat{Y}$  ซึ่งเป็นค่าที่จะนำไปประมวลผลของโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด โดยใช้ค่าเมตริกซ์  $A$  เป็นเมตริกซ์ขนาด  $1 \times 27$  พารามิเตอร์ของตัวอย่างที่จะทำการทดสอบผล

ขั้นตอนในการประมาณค่า  $\beta$  จะนำการคำนวณบนพื้นฐานของกลุ่มของค่าพารามิเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากแบบทดสอบทางคณิตศาสตร์เตหะราน-โคโร ซึ่งจัดเป็นรูปแบบในการกำหนดกลุ่มต้นแบบเพื่อใช้ในการทดสอบ ในการประมาณค่า  $\beta$  มีทฤษฎีที่เกี่ยวข้องคือ

การถดถอยแบบเชิงเส้น (Linear regression) อาจจัดได้ว่าเป็นระเบียบวิธีที่ง่ายที่สุดที่ใช้ในการสร้างฟังก์ชันเส้นตรงสำหรับชุดของข้อมูลที่กำหนดมาให้ดังรูปที่ 4.1 แสดงชุดของข้อมูลที่ประกอบด้วย  $x_i, y_i, i = 1, 2, \dots, n$  นั่นคือ มีจำนวนข้อมูลทั้งสิ้น  $n$  ข้อมูล ในที่นี่เราจะสร้างสมการเส้นตรงในรูปแบบของฟังก์ชัน

$$g(x) = a_0 + a_1 x \quad (4-3)$$

โดย  $a_0$  และ  $a_1$  เป็นค่าคงตัวที่ไม่รู้ค่าและจำเป็นต้องคำนวณหาจากเงื่อนไขที่ว่า สมการเส้นตรงที่สร้างขึ้นมานี้จะก่อให้เกิดค่าความผิดพลาดโดยเฉลี่ยที่น้อยที่สุดจากข้อมูลทุกข้อมูลที่กำหนดมาให้

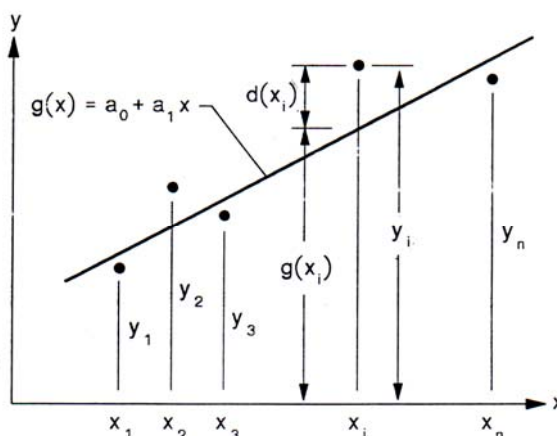
จากรูปที่ 4.1 นี้เราจะเห็นได้ว่า ณ ตำแหน่ง  $x_i$  ของข้อมูล  $i$  ใด ๆ ค่าของฟังก์ชัน  $g(x)$  ที่เราจะสร้างขึ้นจะมีค่าที่แตกต่างไปจากค่าของข้อมูล  $y_i$  เท่ากับ  $d(x_i)$  ที่ตำแหน่งนั้น นั่นหมายถึง

ว่า ค่าความผิดพลาด  $E$  ทั้งหมดที่เกิดขึ้นจากข้อมูลทั้งหมด  $n$  ข้อมูล อาจเขียนให้อยู่ในรูปแบบดังสมการ(4-4)

$$E = \sum_{i=1}^n [d(x_i)]^2 \quad (4-4)$$

ซึ่งในที่นี้เราทำการยกกำลังสองของค่าแตกต่าง  $d(x_i)$  ก็เพื่อกำจัดค่าที่อาจมีเครื่องหมายเป็นลบ ดังสมการ (4-4) จะให้ความหมายของค่าความผิดพลาดทั้งหมด สมการ (4-22) สามารถเขียนได้ว่า

$$E = \sum_{i=1}^n [y_i - g(x_i)]^2 \quad (4-5)$$



รูปที่ 4.1 การถดถอยแบบเชิงเส้นโดยการสร้างฟังก์ชันเส้นตรง

แทนสมการ (4.21) ที่  $x = x_i$  ลงในสมการ (4-5) นี้จะได้

$$E = \sum_{i=1}^n [y_i - (a_0 + a_1 x_i)]^2 \quad (4-6)$$

จากสมการ (4-3) นี้ เราสามารถคำนวณหาตัวไม่รู้ค่า  $a_0$  และ  $a_1$  ที่ต้องการได้โดยวิธีกำลังสองน้อยสุด (least-squares) ซึ่งวิธีการหาค่าต่ำสุด (minimization) ของค่าความผิดพลาด โดยเกี่ยวข้องกับตัวไม่รู้ค่า นั่นคือ

$$\frac{\partial E}{\partial a_0} = 0 \quad (4-7)$$

$$\frac{\partial E}{\partial a_1} = 0 \quad (4-8)$$

และเงื่อนไขในสมการ (4-7) ให้ผลดังนี้

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^n [y_i - (a_0 + a_1 x_i)] &= 0 \\ \sum_{i=1}^n y_i - \sum_{i=1}^n a_0 - \sum_{i=1}^n a_1 x_i &= 0 \\ na_0 + \left( \sum_{i=1}^n x_i \right) a_1 &= \sum_{i=1}^n y_i \end{aligned} \quad (4-9)$$

และเงื่อนไขในสมการ (4-8) ให้ผลดังนี้

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^n [y_i - (a_0 + a_1 x_i)](x_i) &= 0 \\ \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n a_0 x_i - \sum_{i=1}^n a_1 x_i^2 &= 0 \\ \sum_{i=1}^n a_0 x_i + \sum_{i=1}^n a_1 x_i^2 &= \sum_{i=1}^n x_i y_i \end{aligned} \quad (4-10)$$

ทั้งสองสมการ (4-9) และ (4-10) นี้ สามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบของเมทริกซ์ได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} n & \sum_{i=1}^n x_i \\ \sum_{i=1}^n x_i & \sum_{i=1}^n x_i^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^n y_i \\ \sum_{i=1}^n x_i y_i \end{bmatrix} \quad (4-11)$$

ซึ่งเราสามารถใช้กฎของคราเมอร์ในการแก้ระบบสมการนี้เพื่อหาค่าคงตัว  $a_0$  และ  $a_1$  ได้ดังนี้

ค่าคงตัว  $a_0$  และ  $a_1$  ที่คำนวณได้นี้ เมื่อแทนกลับลงในสมการ (4-13) ก็จะได้สมการเส้นตรงที่แสดงการถดถอยแบบเชิงเส้นที่ต้องการ

$$a_0 = \frac{(\sum_{i=1}^n y_i)(\sum_{i=1}^n x_i^2) - (\sum_{i=1}^n x_i y_i)(\sum_{i=1}^n x_i)}{n(\sum_{i=1}^n x_i^2) - (\sum_{i=1}^n x_i)^2} \quad (4-12)$$

$$a_1 = \frac{n(\sum_{i=1}^n x_i y_i) - (\sum_{i=1}^n x_i)(\sum_{i=1}^n y_i)}{n(\sum_{i=1}^n x_i^2) - (\sum_{i=1}^n x_i)^2} \quad (4-13)$$

การถดถอยแบบหลายเชิง      หัวข้อที่เราได้ศึกษามาอธิบายการสร้างสมการทั้งเชิงเส้นโดยตัวแปรตาม  $y$  นั้น ขึ้นอยู่กับตัวแปรต้น  $x$  เพียงตัวเดียวดังตัวอย่างเช่น ตัวแปรตาม  $y$  ตัวแปรต้น  $x_1$  นั้นเอง คือ

$$y = y(x_1) \quad (4-14)$$

สำหรับการทดลองในความเป็นจริง อาจจะมีตัวแปรต้น 2 ตัว คือ  $x_1$  และ  $x_2$  ดังนั้น

$$y = y(x_1, x_2) \quad (4-15)$$

นอกจากนั้นอาจจะมีตัวแปรต้นตัวที่ 3 คือ

$$y = y(x_1, x_2, x_3) \quad (4-16)$$

ยิ่งไปกว่านั้นอาจมีตัวแปรต้นอื่นๆอีกดังนั้นสามารถเขียนได้โดยทั่วไปว่า

$$y = y(x_1, x_2, x_3, \dots, x_k) \quad (4-17)$$

โดย  $k$  แทนจำนวนตัวแปรต้นทั้งหมด



การถดถอยแบบหลายเชิงในลักษณะเชิงเส้น ซึ่งจากข้อมูลนั้นของตัวแปรตาม  $y$  ที่เปลี่ยนแปลงไปตามตัวแปรต้น  $x_j$ ,  $j = 1, 2, \dots, k$  จำนวนทั้งสิ้น  $k$  ตัว เราสามารถนำข้อมูลดังกล่าวมาพล็อตเพื่อแสดงลักษณะการเปลี่ยนแปลงของตัวแปร  $y$  นี้กับตัวแปร  $x_j$  ทีละตัว หากมีลักษณะการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นอยู่ในรูปแบบของเชิงเส้นเราอาจทำการสร้างฟังก์ชัน  $g$  ที่แปรผันกับ  $x_j$  ได้โดยเริ่มจากการใช้สมการในรูปแบบของเชิงเส้น ดังนี้

$$g = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_kx_k \quad (4-18)$$

โดย  $a_j$ ,  $j = 0, 1, 2, \dots, k$  เป็นตัวคงที่ที่ไม่รู้ค่า ซึ่งสามารถคำนวณโดยวิธีกำลังสองน้อยสุด นั่นคือเริ่มจากการเขียนสมการของความผิดพลาด  $E$  ของข้อมูลทั้งหมด  $n$  ข้อมูลที่เบี่ยงเบนไปจากฟังก์ชัน  $g$  ดังนี้

$$E = \sum_{i=1}^n [y_i - (a_0 + a_1x_{1i} + a_2x_{2i} + \dots + a_kx_{ki})]^2 \quad (4-19)$$

จากนั้นจึงทำการหาค่าต่ำสุดของความผิดพลาดของค่า  $E$  นี้ โดยเกี่ยวข้องกับตัวไม่รู้ค่าก่อให้เกิดระบบสมการที่ประกอบด้วย  $k+1$  สมการย่อยดังนี้

$$\left. \begin{array}{l} \frac{\partial E}{\partial a_0} = 0 \\ \frac{\partial E}{\partial a_1} = 0 \\ \frac{\partial E}{\partial a_2} = 0 \\ \dots \\ \frac{\partial E}{\partial a_k} = 0 \end{array} \right\} k+1 \text{ สมการ} \quad (4-20)$$

ขั้นตอนการสร้างสมการเหล่านี้ ก่อให้เกิดผลลัพธ์ที่ประกอบด้วย  $k+1$  สมการย่อยซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบของเมทริกซ์ได้ดังนี้

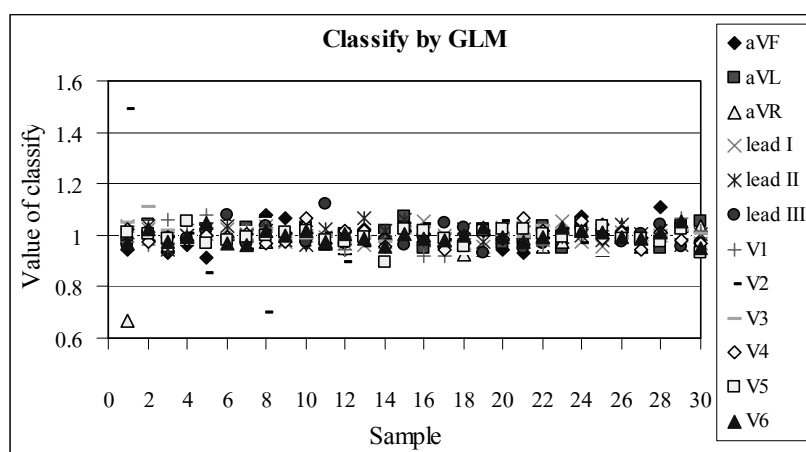
โดยเมทริกซ์จัตุรัสขนาด  $(k+1) \times (k+1)$  ซึ่งที่จะอยู่ทางด้านซ้ายของระบบสมการนี้เป็นเมทริกซ์สมการที่รู้ค่าและเวกเตอร์ขนาด  $(k+1) \times 1$  ทางด้านขวาของระบบสมการก็รู้ค่าเช่นกัน ดังนั้น

ตัวไม่รู้ค่า  $a_0, a_1, a_2, \dots, a_k$  ทั้งหมด  $k+1$  ค่านี้

$$\begin{bmatrix} n & \sum_{i=1}^n X_{1i} & \sum_{i=1}^n X_{2i} & \dots & \sum_{i=1}^n X_{ki} \\ \sum_{i=1}^n X_{1i} & \sum_{i=1}^n X_{1i}X_{1i} & \sum_{i=1}^n X_{1i}X_{2i} & \dots & \sum_{i=1}^n X_{1i}X_{ki} \\ \sum_{i=1}^n X_{2i} & \sum_{i=1}^n X_{2i}X_{1i} & \sum_{i=1}^n X_{2i}X_{2i} & \dots & \sum_{i=1}^n X_{2i}X_{ki} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \sum_{i=1}^n X_{ki} & \sum_{i=1}^n X_{ki}X_{1i} & \sum_{i=1}^n X_{ki}X_{2i} & \dots & \sum_{i=1}^n X_{ki}X_{ki} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ \dots \\ a_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^n y_i \\ \sum_{i=1}^n X_{1i}y_i \\ \sum_{i=1}^n X_{2i}y_i \\ \dots \\ \sum_{i=1}^n X_{ki}y_i \end{bmatrix} \quad (4-21)$$

จากผลการทดลองโดยใช้วิธี GLM นั้น เป็นการนำเอาพารามิเตอร์จากสูตรเตหะราน-โคโร ซึ่งได้ทำการทดสอบโดยนำพารามิเตอร์ของผู้ชายที่เป็นปกติจำนวน 30 ตัวอย่างทั้ง 12 ลีด มาทำการทดสอบกับ  $\beta$  ของต้นแบบได้ผลการทดลองดังตารางที่ 4.1

จากตารางที่ 4.1 แสดงผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี Generalized Linear Model (GLM) นำผลการทดลองมาพล็อตกราฟเพื่อดูค่าในทุกลีดว่ามีตัวอย่างทั้ง 30 ตัวอย่างนั้นมีตัวอย่างไหนที่มีค่าใกล้เคียง 1 ซึ่งจะบ่งบอกถึงความปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่ถ้ามีค่าต่างจาก 1 มากจะบ่งบอกถึงความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 4.2 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนการออกกำลังกายโดยวิธี GLM

ตารางที่ 4.1 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี Generalized Linear Model (GLM)

Sample	aVF	aVL	aVR	Lead I	Lead II	Lead III
1	0.9433	0.9883	0.666	1.0329	1.0086	0.9644
2	1.0348	1.0445	1.0132	1.0216	1.0354	1.014
3	0.9319	0.9803	0.9644	0.9885	0.9461	0.9928
4	0.9631	0.9795	1.0278	0.9988	1.0014	0.9862
5	0.9141	1.021	1.0132	1.0073	1.0243	1.0175
6	1.0442	1.0298	1.051	1.0217	1.0372	1.0784
7	0.9863	1.028	0.9929	1.0053	0.9986	0.9688
8	1.0793	1.0472	0.9724	1.034	1.0155	1.0357
9	1.0643	0.9849	1.0056	0.9761	0.9829	0.9966
10	0.9706	1.029	1.0534	0.9989	0.9613	0.9748
11	0.9902	0.959	0.9672	0.9927	1.0227	1.1235
12	0.9406	1.0027	0.9515	0.9663	0.9877	0.9702
13	1.0253	0.9932	0.9918	0.9599	1.0649	0.9872
14	0.9604	1.0148	0.9948	0.9722	1.0164	0.9816
15	1.0452	1.0734	1.0007	1.0065	1.0626	0.9639
16	1.0267	0.9487	1.0015	1.0569	0.9803	0.9912
17	0.9818	0.9673	0.9798	0.9999	0.98	1.0467
18	1.0048	0.9588	0.9266	0.9628	1.024	1.0323
19	0.9499	1.0217	0.9466	0.9573	0.9736	0.9301
20	0.943	0.9664	1.0026	1.0273	1.0205	0.9903
21	0.9294	0.9889	0.9881	1.0264	1.0095	0.9473
22	0.9676	1.0341	0.9588	0.9822	0.9903	0.9695
23	1.0035	0.9474	0.9769	1.0514	0.995	1.004
24	1.0713	1.0459	1.0146	0.9763	0.997	1.0288
25	1.0412	0.996	0.9415	0.9549	0.9826	1.0172
26	1.0049	0.9856	1.0386	1.0098	1.0403	0.9737
27	0.9679	0.9803	0.9576	0.9849	1.0072	1.0075
28	1.1077	0.9512	0.9956	0.9988	1.0156	1.0408
29	0.987	1.0337	1.0399	0.9989	0.9643	0.9579
30	0.9454	1.0527	1.0356	0.9666	1.0058	0.971

ตารางที่ 4.1 (ต่อ)

Sample	V1	V2	V3	V4	V5	V6
1	0.9714	1.4903	1.0456	1.0212	1.0141	0.9669
2	0.9621	0.9748	1.1063	0.9762	1.0055	1.0228
3	1.0613	0.993	1.0177	0.9957	0.9883	0.9734
4	1.0408	1.0044	0.9684	0.9817	1.053	0.9917
5	1.0755	0.852	0.9924	0.9992	0.9667	1.0496
6	0.9828	0.9819	0.9881	0.9902	0.9801	0.9707
7	1.0188	0.942	0.9786	1.0027	0.9926	0.9649
8	1.0306	0.6992	1.0161	0.9687	1.0011	1.0197
9	0.9924	1.0062	0.9777	0.9773	1.0104	0.998
10	1.0156	1.0045	0.9892	1.069	1.0187	1.0202
11	0.9907	1.0068	1.0009	0.9671	0.9818	0.9717
12	0.9438	0.8959	0.9653	1.0143	0.9731	1.0072
13	0.9904	0.9561	0.9911	1.0179	0.9927	0.9864
14	0.9764	0.9812	0.9773	0.9545	0.8963	0.9581
15	1.0245	1.0136	1.0021	1.0201	1.0225	1.0064
16	0.9198	1.0424	1.0287	1.0064	1.0168	0.985
17	0.9202	0.9791	1.003	0.9415	0.9891	0.9828
18	0.9848	0.9657	0.9459	0.9708	0.9588	0.9958
19	1.0098	0.9961	1.019	1.0176	1.0163	1.0268
20	1.0104	1.0556	0.9994	0.9879	1.0244	0.9912
21	1.036	0.9913	0.9934	1.0678	1.024	0.9755
22	0.9606	0.9871	1.0329	1.0143	1.0032	0.9925
23	1.0238	1.0234	0.9988	1.0104	0.9912	1.0268
24	1.0284	0.9699	0.9914	1.0533	1.0116	1.015
25	1.0196	0.9983	0.9892	0.9848	1.0337	1.0104
26	0.9978	1.0214	0.984	1.0134	0.986	0.9936
27	0.9667	0.9892	0.9728	0.9455	0.9892	0.9848
28	1.0046	1.0073	1.0002	1.013	0.9767	1.0108
29	1.0645	1.0109	1.0154	0.98	1.024	1.0539
30	1.0202	1.0025	1.0047	0.9674	0.9336	0.9498

จากรูปที่ 4.2 ทำให้เห็นว่าการจำแนกด้วยวิธี GLM มีค่าที่ใกล้กับค่า 1 มาก ยกเว้น ตัวอย่างที่ 1 ที่มีค่าต่างจาก 1 มากกว่าตัวอื่นในลีด aVR, V2 และตัวอย่างที่ 8 ในลีด V2 ซึ่งบ่งบอกความสามารถในการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ว่ามีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้ในการทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

#### 4.1.2 วิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์

ในการศึกษาวิธีนี้ได้นำค่าพารามิเตอร์ของสูตรเตหะราน-โคโรมาใช้ในการแยกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดขั้นตอนของการจำแนกโรคดังกล่าวจากพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ โดยใช้วิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ที่ใช้เป็นต้นแบบสำหรับการทดสอบในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์ในการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดมีวิธีการดังสมการ (4-22)

$$\hat{Y} = A\beta \quad (4-22)$$

เมื่อ  $\hat{Y}$  คือ  $[Y_1, Y_2, \dots, Y_n]^T$  คือ เวกเตอร์  $N \times N$  มิติของผลที่ได้รับ

$\beta$  คือ  $[\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_n]^T$  คือ เวกเตอร์  $N \times N$  มิติของพารามิเตอร์ที่ไม่ทราบค่า

$A$  คือ เมตริกซ์ขนาด  $N \times N$  มิติโดยการนำเอาค่าพารามิเตอร์เฉลี่ยวางลงในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์ขนาด  $N \times N$  มิติ เพื่อที่จะนำมาทดสอบเพื่อจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

ดังนั้น จึงได้ทำการหาค่า  $\beta$  ได้ดังสมการ(4-23)

$$\beta = A^{-1} \hat{Y} \quad (4-23)$$

เมื่อ  $A$  คือ  $[A_1, A_2, A_3, \dots, A_n]$

คือ เมตริกซ์เอกลักษณ์ขนาด  $N \times N$  มิติแล้วแทนค่าพารามิเตอร์เฉลี่ยจากสูตรเตหะราน-โคโรที่แถวแรกของเมตริกซ์

ยกตัวอย่างเช่น

$$[A] \text{ คือ } \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 & \dots & a_{27} \\ 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \dots & 0 \\ & & & \dots & \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 1 \end{bmatrix}$$

$\hat{Y}$  คือ เมตริกซ์เอกลักษณ์ขนาด  $N \times N$  มิติ

เมื่อหาค่า  $\beta$  จากสมการ (4-23) แล้วนำไปแทนค่าในสมการ (4-22) เพื่อหาค่า  $\hat{Y}$  จากนั้นใช้ค่า  $\det(\hat{Y})$  เพื่อที่จะนำไประบุผู้ที่เป็โรคล้ำเนื้อหัวใจขาดเลือด

ในการหาค่า  $A^{-1}$  จะใช้ทฤษฎีการผกผัน ซึ่งเป็นเงื่อนไขว่าเมตริกซ์นั้นจะทำการหาค่าเมตริกซ์ผกผัน (matrix inverse) จากเมตริกซ์ที่กำหนดให้ สามารถทำได้ง่ายโดยใช้ระเบียบวิธีของเกาส์-จอร์ดอง สมมติว่าเรามีเมตริกซ์ขนาด  $3 \times 3$  ดังนี้

$$[a] = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \quad (4-24)$$

และต้องการเมตริกซ์ผกผัน  $[A]^{-1}$  เราสามารถเริ่มจากความสัมพันธ์ที่ว่า

$$[A]_{(3 \times 3)} [A]_{(3 \times 3)}^{-1} = [I]_{(3 \times 3)} \quad (4-25)$$

โดย  $[I]$  คือ เมตริกซ์เอกลักษณ์ (Identity matrix) และหากเรากำหนดให้เมตริกซ์ผกผันนี้นั้นทำให้ประกอบด้วย

$$[a]_{(3 \times 3)}^{-1} = [\{x\}_1_{(3 \times 1)} \quad \{x\}_2_{(3 \times 1)} \quad \{x\}_3_{(3 \times 1)}] \quad (4-26)$$

แล้วแทนกลับลงในสมการ (4-25) จะได้

$$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-27)$$

เนื่องจากระบบสมการ (4-27) ประกอบด้วยเวกเตอร์ทางด้านขวาของสมการที่ต่างกัน แต่มีเมตริกซ์จัตุรัสเพียงเมตริกซ์เดียวทางด้านซ้ายของสมการ ดังนั้นเราจึงสามารถใช้ระเบียบวิธีเกาส์-จอร์ดองเพื่อทำการกำจัดไปข้างหน้าไปโดยพร้อมเพียงกันทั้ง 3 เวกเตอร์

แต่การคำนวณเมตริกซ์ผกผันนั้น ซึ่งปกติจะมีประโยชน์ในการช่วยตรวจสอบว่าระบบของสมการที่เราต้องการแก้ันั้นอยู่ในสถานะไม่เหมาะสม (ill-conditioned system) หรือไม่ ซึ่งจะทำให้สามารถทำได้ดังนี้

(ก) ทำการจัดสเกลกับเมตริกซ์  $[A]$  จากนั้นจึงคำนวณเมตริกซ์ผกผัน  $[A]^{-1}$  หากแม้ว่าสัมประสิทธิ์ของเมตริกซ์ผกผันนั้นมีค่ามากเป็นหลายเท่าเมื่อเปรียบเทียบกับเมตริกซ์  $[A]$  เริ่มแรกก็หมายถึงว่าระบบสมการนั้นอยู่ในสถานะไม่เหมาะสม

(ข) ทำการคูณเมตริกซ์  $[A]$  กับเมตริกซ์ผกผัน  $[A]^{-1}$  ที่คำนวณได้ หากว่าผลที่ได้ไม่ใกล้เคียงกับเมตริกซ์เอกลักษณ์  $[I]$  แสดงว่าระบบสมการนั้นอยู่ในสถานะไม่เหมาะสม

(ค) หลังจากคำนวณเมตริกซ์ผกผัน  $[A]^{-1}$  ได้แล้วซึ่งได้ให้คำนวณเมตริกซ์ผกผันของค่าในเมตริกซ์ผกผัน  $[A]^{-1}$  นี้ซ้ำอีกทีนั้น หากผลที่ได้ไม่ใกล้เคียงกับเมตริกซ์  $[A]$  ที่มีอยู่เริ่มแรกก็หมายถึงว่าระบบสมการนั้นอยู่ในสถานะไม่เหมาะสม

**บทนิยาม 4.1** ถ้า  $A$  เป็นเมตริกซ์ขนาด  $n \times n$  เมตริกซ์ ขนาด  $n \times n$  เขียนแทนด้วย  $A^{-1}$  ที่ทำให้

$$AA^{-1} = A^{-1}A = I_n \quad (4-29)$$

แล้วเรียก  $A^{-1}$  ว่าการผกผันสำหรับการคูณของ  $A$  (inverse of  $A$  with respect to multiplication หรือ multiplicative inverse of  $A$ )

**บทนิยาม 4.2** ถ้าเมตริกซ์  $A$  มีขนาด  $n \times n$  จะเรียกได้ว่ามีผกผัน (invertible) หรือเอกฐาน (nonsingular) ถ้า  $A^{-1}$  หาค่าได้ และเรียก  $A$  ว่าไม่มีผกผัน (non invertible) หรือเอกฐาน (singular) ถ้า  $A$  ไม่มีผกผัน

จากการทำผลการทดลองโดยใช้วิธีแทนค่าเฉลี่ยเลขคณิตของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์นั้น เป็นการนำเอาค่าพารามิเตอร์จากสูตรเดเทอร์นา-โคโร ซึ่งได้ทำการทดสอบโดยนำพารามิเตอร์ของผู้ชายที่เป็นปกติจำนวน 30 ตัวอย่างทั้ง 12 ลีด มาทำการทดสอบกับ  $\beta$  ของต้นแบบได้ผลการทดลองดังตารางที่ 4.2

จากตารางที่ 4.2 ผลของการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์ ผลการทดลองมาพล็อตกราฟเพื่อดูค่าในทุกลีดว่าตัวอย่างทั้ง 30 ตัวอย่างมีตัวอย่างไหนที่มีค่าใกล้เคียง 1 ซึ่งจะบ่งบอกถึงความปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่ถ้ามีค่าต่างจาก 1 มากจะบ่งบอกถึงความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากรูปที่ 4.3 แสดงให้เห็นว่าการจำแนกด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์มีค่าที่ใกล้เคียงกับ 1 แต่ยังคงมีการกระจายตัวมากกว่าวิธี GLM ยกเว้นตัวอย่างที่ 1 ที่มีค่าต่างจาก 1 มากกว่าตัวอื่นในลีด aVF, Lead I ตัวอย่างที่ 9 ในลีด aVL, Lead III ตัวอย่างที่ 10 และ 24 ในลีด aVL ตัวอย่างที่ 20 และ 22 ในลีด V2

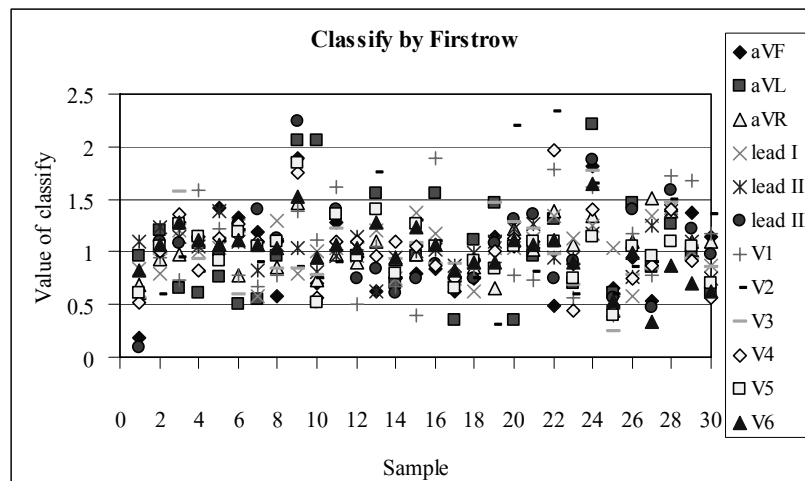
ตารางที่ 4.2 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรก  
ของเมตริกซ์เอกลักษณะ

Sample	aVF	aVL	aVR	Lead I	Lead II	Lead III
1	0.1764	0.956	0.6928	0.8342	1.097	0.0935
2	0.9925	1.2075	0.9373	0.7925	1.2332	1.0981
3	1.2792	0.6541	0.9781	1.2096	1.1482	1.0748
4	1.1469	0.6038	1.1004	1.001	1.0504	1.1215
5	1.4115	0.7547	1.0596	1.0428	1.3895	0.9813
6	1.3233	0.5031	0.7743	1.2513	1.097	1.2617
7	1.191	0.5535	1.0596	0.5839	0.8273	1.4019
8	0.5734	0.956	0.8558	1.293	1.0604	1.1215
9	1.8967	2.0629	1.4671	0.7925	1.0421	2.243
10	0.7058	2.0629	0.7336	1.001	0.8017	0.514
11	1.2792	1.3585	0.9781	1.0428	0.9654	1.4019
12	1.1027	0.956	0.8966	0.9593	1.1427	0.7477
13	0.6322	1.5597	1.1004	1.2096	0.6262	0.8411
14	0.7499	0.7044	0.9373	0.7508	0.9507	0.6075
15	0.794	0.956	0.9781	1.3764	1.0056	0.7477
16	0.8381	1.5597	1.0596	1.1679	1.0239	0.8879
17	0.6175	0.3522	0.7743	0.7508	0.8685	0.7477
18	0.7499	1.1069	0.8558	0.6257	0.9964	0.7477
19	1.1469	1.4591	0.6521	1.0428	1.1043	1.0748
20	1.0586	0.3522	1.2226	1.0428	1.214	1.3084
21	1.0366	0.956	1.0188	1.1262	1.2579	1.3551
22	0.4852	1.3082	1.3856	1.3347	0.9507	0.7477
23	0.8822	0.7044	1.0596	1.1262	0.9507	0.9112
24	1.8085	2.2138	1.3449	1.2513	1.1701	1.8692
25	0.6616	0.6038	0.4483	1.0428	0.5119	0.5607
26	0.9484	1.4591	1.1004	0.5839	0.7679	1.4019
27	0.5293	0.8553	1.5079	1.3347	1.2433	0.4673
28	1.3895	1.2579	1.3856	1.4181	1.3895	1.5888
29	1.3674	0.956	1.1004	1.001	1.097	1.215
30	1.1469	0.6038	1.1004	0.8759	0.7496	0.9813



ตารางที่ 4.2 (ต่อ)

Sample	V1	V2	V3	V4	V5	V6
1	0.5575	0.5504	0.5631	0.5241	0.6135	0.8245
2	0.9478	0.6004	0.9793	1.0045	1.0517	1.0719
3	0.7248	0.9506	1.5669	1.3539	1.2708	1.278
4	1.589	0.8005	0.9303	0.8298	1.1393	1.1131
5	1.2266	1.1007	1.1262	1.1355	0.9202	1.0719
6	0.7806	1.2008	0.5876	1.2665	1.1831	1.1131
7	0.669	0.9006	1.0772	1.0918	1.0517	1.0719
8	0.7806	1.1007	0.8324	1.0918	1.0955	1.0307
9	1.3939	0.8505	0.8324	1.7469	1.8404	1.5254
10	1.1151	0.7505	0.7834	0.5677	0.5258	0.9482
11	1.6169	0.9006	1.2241	1.0918	1.3584	1.0719
12	0.5018	0.9506	1.0772	1.0918	0.964	1.0307
13	1.0593	1.7511	1.2241	0.9608	1.4022	1.278
14	0.669	0.7505	0.9303	1.0918	0.7888	0.9482
15	0.3903	1.3008	1.0772	1.0482	1.2708	1.2368
16	1.8956	1.1007	0.8814	0.8735	1.0517	1.0719
17	0.7248	0.7505	0.8814	0.7424	0.6573	0.8245
18	0.8363	0.7505	0.8324	0.9171	0.9202	0.907
19	0.8921	0.3002	1.4689	1.0045	0.8326	0.907
20	0.7806	2.2014	1.2731	1.1355	1.0517	1.1131
21	0.7248	0.8005	1.2241	1.0918	1.0955	1.0719
22	1.7841	2.3265	0.9793	1.9653	1.0955	1.1131
23	0.5575	0.6004	0.6855	0.4367	0.7449	0.907
24	1.6169	1.6511	1.7627	1.3975	1.1393	1.649
25	0.3903	0.6004	0.2448	0.4804	0.3944	0.5359
26	1.1708	0.8505	0.7834	0.7424	1.0517	0.9894
27	0.7806	0.9006	0.8324	0.8735	0.964	0.3298
28	1.7284	1.501	1.4689	1.3975	1.0955	0.8658
29	1.6726	0.9506	0.9303	0.9171	1.0517	0.7008
30	1.1708	1.3509	0.8569	0.5677	0.7011	0.6184



รูปที่ 4.3 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนการออกกำลังกายโดยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์

#### 4.1.3 วิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์

ในการศึกษาวิธีนี้ พารามิเตอร์ของสูตรเดชะราน-โคโรญูกนำมาใช้ในการแยกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ขั้นตอนของการจำแนกโรคดังกล่าวจากพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ โดยใช้วิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ต้นแบบสำหรับการทดสอบในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์ในการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดมีวิธีการดังสมการ (4-30)

$$\hat{Y} = A\beta \quad (4-30)$$

เมื่อ  $\hat{Y}$  คือ  $[Y_1, Y_2, \dots, Y_n]^T$  คือ เวกเตอร์  $N \times N$  มิติของผลที่ได้รับ

$\beta$  คือ  $[\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_n]^T$  คือ เวกเตอร์  $N \times N$  มิติของพารามิเตอร์ที่ไม่ทราบค่า

$A$  คือ เมตริกซ์ที่มีขนาด  $N \times N$  มิติ โดยการนำเอาพารามิเตอร์เฉลี่ยวางในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์ขนาด  $N \times N$  มิติ เพื่อที่จะนำมาทดสอบเพื่อจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

ดังนั้น จึงได้ทำการหาค่า  $\beta$  ได้ดังสมการ(4-31)

$$\beta = A^{-1} \hat{Y} \quad (4-31)$$

เมื่อ  $A$  คือ  $[A_1, A_2, A_3, \dots, A_n]$

คือ เมตริกซ์ขนาด  $N \times N$  มิติของพารามิเตอร์เฉลี่ยจากสูตรเตหะราน-โคโร  
ยกตัวอย่างเช่น

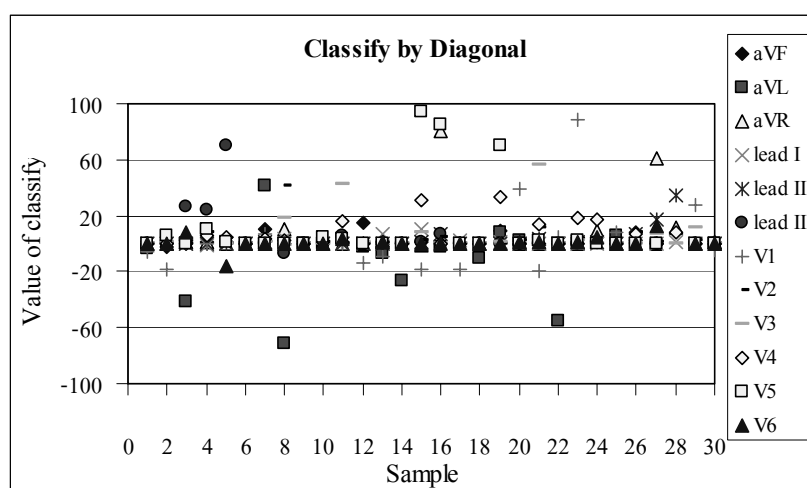
$$[A] \text{ คือ } \begin{bmatrix} a_1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & a_2 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & a_3 & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & a_{27} \end{bmatrix}$$

$\hat{Y}$  คือ เมตริกซ์เอกลักษณ์ขนาด  $N \times N$  มิติ

เมื่อหาค่า  $\beta$  ได้จากสมการ (4-31) แล้วนำไปแทนค่าในสมการ (4-30) เพื่อหาค่า  $\hat{Y}$  ซึ่ง  
จากนั้นใช้ค่า  $\det(\hat{Y})$  เพื่อที่จะนำไประบุผู้ที่เป็โรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

จากผลของการทดลอง โดยใช้วิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของ  
เมตริกซ์เอกลักษณ์นั้นเป็นการนำเอาพารามิเตอร์จากสูตรเตหะราน-โคโร ซึ่งได้ทำการทดสอบโดย  
นำเอาพารามิเตอร์ของผู้ชายที่เป็นปกติ จำนวน 30 ตัวอย่างทั้ง 12 ลีด มาทำการทดสอบกับ  $\beta$  ของ  
ต้นแบบได้ผลการทดลองดังตารางที่ 4.3

จากรูปที่ 4.4 แสดงให้เห็นว่า การจำแนกด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ใน  
แนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์ มีค่าผลการทดลองต่างจาก 1 มาก บ่งบอกว่าวิธีนี้ไม่  
เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการทดสอบผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 4.4 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนการออกกำลังกายโดยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของ  
พารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์

ตารางที่ 4.3 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้น  
ทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์

Sample	aVF	aVL	aVR	Lead I	Lead II	Lead III
1	-0.004	-3.655	-0.0125	0.0266	0.0001	0.0003
2	-2.868	-4498.4755	0.0125	0.2859	0.0105	0.5538
3	0.0182	-40.871	0.6649	0.0398	0.1489	26.6525
4	0.8468	7550.2898	0.8699	-0.9261	0.1489	24.0088
5	0.6647	-5704393.1	0.1811	0.0099	0.0026	70.6324
6	-0.0018	-36299.775	-0.0119	0	0.0151	-0.078
7	10.7133	41.3451	0.0795	-277.3045	0.8587	0.0724
8	0.1073	-71.3047	9.8258	3.4863	0.1012	-7.0204
9	0.004	0.3908	0.0327	-0.0552	0.0001	0.0003
10	0.0055	-0.2309	0.0074	0.0907	0.0033	0.0003
11	0.6731	1280.8688	0.0063	0.0075	0	6.2493
12	14.8694	-2.856	0.42	0.5233	0.006	-1.0874
13	0.3853	-6.7884	1.8595	6.9904	0.1104	0.5115
14	0.0035	-26.4838	0.0338	0.0093	0.0276	0.0084
15	0.6852	2153.6149	-1.3855	9.8533	1.6326	1.7135
16	0.0394	-2.3925	80.4173	102.7612	7.0288	7.1583
17	0.0042	864.2046	0.2328	2.6349	0.0183	-0.0273
18	0.0067	-10.6049	0.0029	-0.2605	0.0868	0.0005
19	9.4402	8.1982	0.4382	0.9371	0.1688	0.5531
20	0.0075	2.54	0.0104	0.488	0.2666	0.0013
21	0.1229	478.5132	0.4581	0.2971	2.8798	0.0002
22	0.0033	-55.2067	0.0001	0.0038	0.009	-0.0083
23	0.1971	-0.0858	0.0044	0.0089	1.2712	0.0276
24	4.6449	654.4132	9.4099	0.099	0.9779	1.2562
25	0.0749	5.8315	0.0001	0	0.001	0.0194
26	7.7465	-5785.8919	0.2883	0	7.4393	301.4216
27	0.0294	-1.4256	61.1206	0.0011	16.9269	0.0029
28	249.1938	150891.16	10.9954	0.651	34.2581	112.3067
29	0.1702	-959.1841	0.4399	106.6059	0.0262	0.0696
30	0.0001	0.3743	1.6631	0.0441	0.0001	-0.099

ตารางที่ 4.3 (ต่อ)

Sample	V1	V2	V3	V4	V5	V6
1	-5.189	0.0136	0.4671	-0.0008	0	0.0018
2	-18.5218	0.1264	1.2289	0.0365	5.8157	0.0343
3	75382.146	0.5638	2.1728	2.3472	0.0157	7.8805
4	0	8.6179	127.8747	5.9637	10.2444	-136.7473
5	162.6414	0.0057	0.1886	4.5988	0.9028	-15.7552
6	25525.544	0.0186	0.0015	0.2617	0.2034	0.0076
7	6.4405	0.6886	0.734	3.4799	0.107	0.0739
8	0.0041	40.9429	18.3235	2.2973	0.0637	0.354
9	166.5814	0.1407	0.0994	-0.0176	0.0009	0.0011
10	3021.5786	0.6232	0.3573	1.4991	4.3543	0.0731
11	0	0.0172	42.0994	16.3697	2.9173	3.0989
12	-13.5835	0.2475	0.6129	0.0229	0.0045	219.4338
13	-9.044	0.364	0.3283	1.3323	0.105	1.5309
14	0.3377	0.4738	0.5057	0.0625	0.0126	0.0752
15	-18.9565	2.5482	7.9145	30.8658	94.203	0.3367
16	3968496.8	4.2185	0.2481	0.5228	85.2057	0.1037
17	-18.3418	0.029	0.0922	0.0194	0.089	0.0057
18	0.0002	0.1297	0.0004	0.0107	0.0224	0.0431
19	-0.0856	0.0629	0.8053	32.941	69.9821	0.0754
20	39.524	1.8628	0.4617	0.4298	0.0273	1.6682
21	-20.0326	11.4503	56.6336	13.62	1.7679	1.0456
22	4.6275	0.004	0.0006	-0.0268	0.0544	0.0787
23	88.3517	3.0596	2.7186	18.8892	2.1089	1.3356
24	-127100.87	-230.9939	0.0076	16.9985	0.0167	4.3333
25	7.6998	0	0.0004	0	0.0369	0.008
26	94654709	8.1038	0.024	6.9183	0.4958	0.096
27	-5121.1917	0.7343	7.0943	0.0284	0.0016	12.6895
28	-68549163	-1251.5094	0.3133	8.1575	181.0173	3368.4945
29	27.6235	2.4012	11.4358	0.0915	0.0011	0.0482
30	-4.5161	0	0.0072	0.0248	0.0002	0.0106

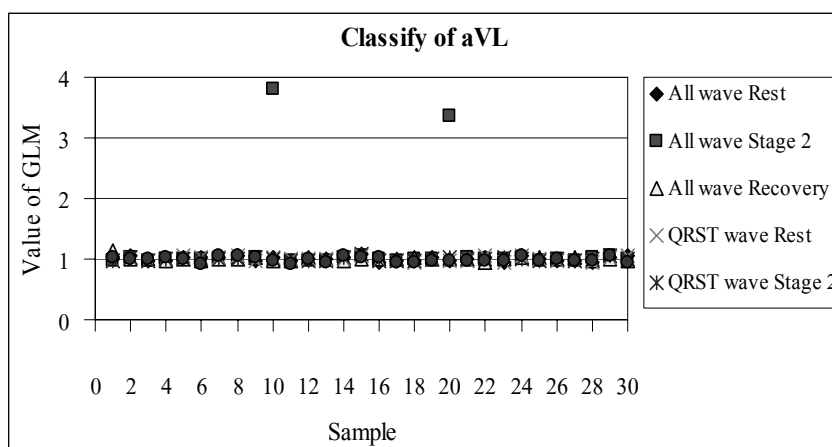
จากตารางที่ 4.3 แสดงผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณะ นำผลการทดลองมาพล็อตกราฟเพื่อดูค่าในทุกคลื่นว่ามีตัวอย่างทั้ง 30 ตัวอย่างนั้นมีตัวอย่างไหนที่มีค่าผลการทดลองใกล้เคียง 1 ซึ่งจะบ่งบอกถึงความปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่ถ้ามีค่าผลการทดลองต่างจาก 1 มากจะบ่งบอกถึงความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

## 4.2 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยวิธี GLM ขณะออกกำลังกาย

จากผลการทดสอบในหัวข้อ 4.1 การเปรียบเทียบวิธีการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่าวิธีใดที่ให้ผลดีที่สุด นั่นคือวิธี GLM ซึ่งได้ผลการทดสอบว่าใกล้เคียงค่า 1 มากที่สุด และเหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการทดสอบเพื่อจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่เนื่องจากการจำแนกนั้นมี 3 ระยะที่จะนำมาใช้ทดสอบคือ ระยะพักก่อนการออกกำลังกาย (Rest) ขณะออกกำลังกาย ระยะที่ 2 (Stage 2) และระยะพักหลังการออกกำลังกาย (Recovery) เนื่องจากเมตริกซ์ A เป็นเมตริกซ์ที่มีความสำคัญที่จะนำไปทดสอบแล้วบ่งบอกความปกติหรือผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องนำมาพิจารณาตามกรณีต่างๆ เพื่อผลการจำแนกที่ให้ผลถูกต้องมากที่สุดดังนี้

### 4.2.1 พิจารณาแต่ละสถานะแยกกัน

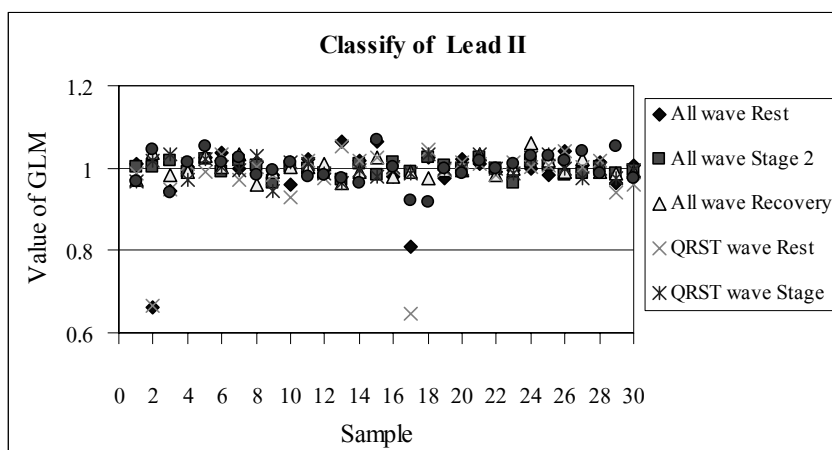
ใช้พารามิเตอร์ทั้งหมดและพารามิเตอร์ในส่วน of คลื่น Q, R, S และ T ในการทดลองที่ต้องใช้พารามิเตอร์ส่วนของคลื่น Q, R, S และ T เพราะโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดที่นำมาใช้ทดสอบค่าการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจะสังเกตเห็นได้ชัดในช่วงคลื่น Q, R, S และ T จะได้ผลการทดสอบเปรียบเทียบกันในแต่ละลิต (รายละเอียดแสดงในภาคผนวก ข)



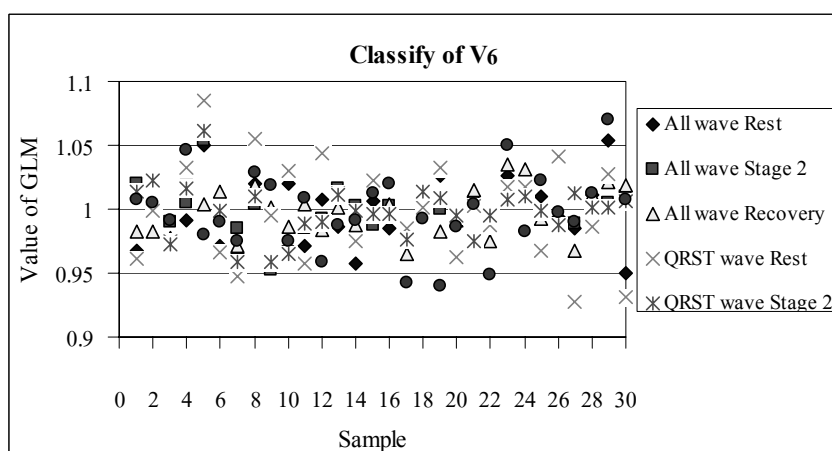
รูปที่ 4.5 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ในลิต aVL

จากรูปที่ 4.5 แสดงผลการเปรียบเทียบค่าการทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 ระยะคือ ระยะพักก่อนการออกกำลังกาย (Rest) ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 (Stage 2) และระยะพักหลังการออกกำลังกาย (Recovery) และการใช้พารามิเตอร์ทั้งหมดและพารามิเตอร์ในส่วน of คลื่น Q, R, S และ T ในการทดลองของลีด aVL ปรากฏว่าในตัวอย่างที่ 10 และ 20 ผลการทดสอบโดยใช้พารามิเตอร์ทั้งหมดในระยะขณะออกกำลังกายสถานะที่ 2 มีค่าต่างจาก 1 มากบ่งบอกถึงความผิดปกติที่พบในการทดสอบ

จากรูปที่ 4.6 ในการทดสอบของลีด Lead II ปรากฏว่าผลการทดสอบของตัวอย่างที่ใช้ทดสอบด้วยการใช้พารามิเตอร์ทั้งหมดและในส่วน of คลื่น Q, R, S และ T ในขณะระยะพักก่อนการออกกำลังกายมีค่าใกล้เคียง 1 อยู่ในช่วง  $[0.85, 1.15]$



รูปที่ 4.6 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ใน Lead II

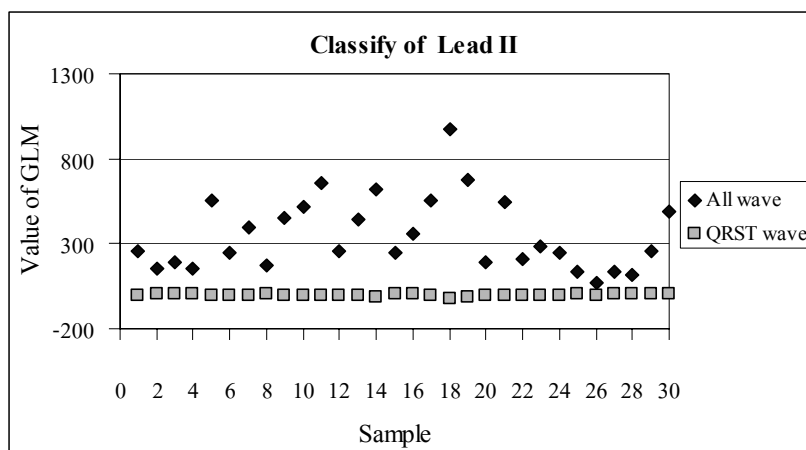


รูปที่ 4.7 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ในลีด V6

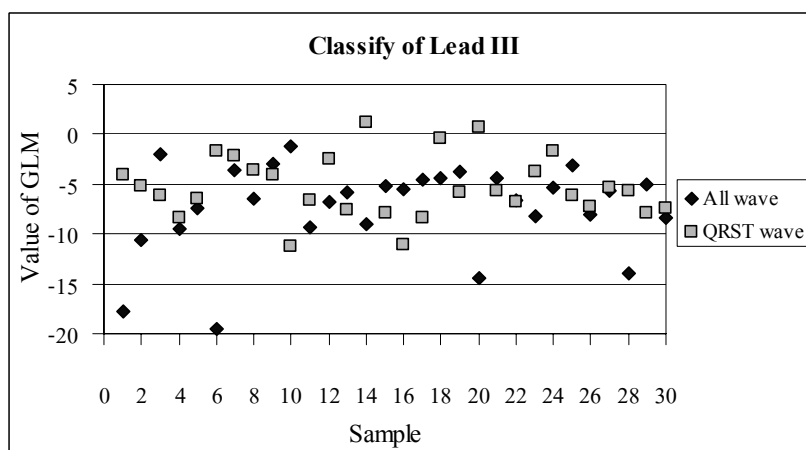
จากรูปที่ 4.7 ซึ่งมีการทดสอบของลีด V6 จะมีผลแสดงว่าการใช้พารามิเตอร์ทั้งหมด และพารามิเตอร์ในส่วนของคุณ Q, R, S และ T มีค่าใกล้เคียง 1 ด้วยกันทั้ง 2 กรณี คืออยู่ในช่วง [0.9-1.1] ซึ่งเป็นผลการทดสอบที่บ่งบอกความปกติของคุณไฟฟ้าหัวใจที่มีผลดี

#### 4.2.2 พิจารณาทุกสถานะรวมกัน

ใช้พารามิเตอร์ทั้งหมดและพารามิเตอร์ในส่วนของคุณ Q, R, S และ T ในการทดลองซึ่งจะได้ผลการทดสอบเปรียบเทียบกันในแต่ละลีด (รายละเอียดแสดงในภาคผนวก ช)



รูปที่ 4.8 การจำแนกคุณไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ใน Lead II

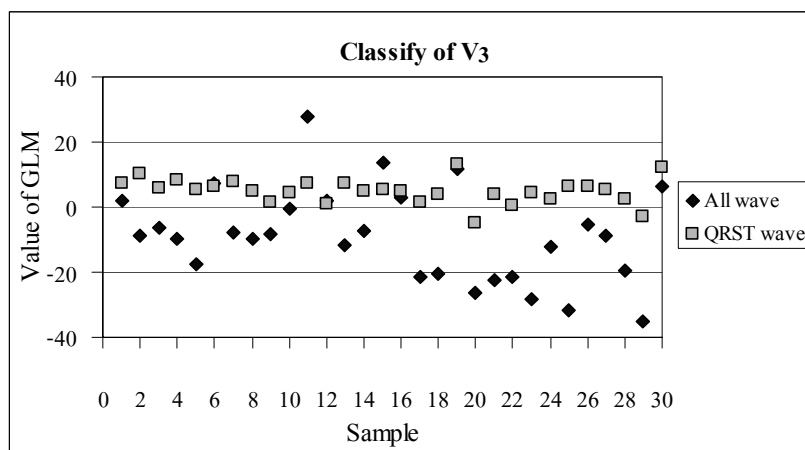


รูปที่ 4.9 การจำแนกคุณไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ใน Lead III



จากรูปที่ 4.8 ในการทดสอบของ Lead II แสดงว่าการใช้ค่าพารามิเตอร์ทั้งหมดและพารามิเตอร์ในส่วนของคลื่น Q, R, S และ T มีค่าต่างจาก 1 มากด้วยกันทั้ง 2 กรณี ซึ่งเป็นผลการทดสอบที่บ่งบอกถึงความไม่เหมาะสมในการนำมาทดสอบ

จากรูปที่ 4.9 ในการทดสอบของ Lead III แสดงว่าการใช้ค่าทั้งหมดและพารามิเตอร์ในส่วนของคลื่น Q, R, S และ T มีค่าต่างจาก 1 ด้วยกันทั้ง 2 กรณีคืออยู่ในช่วง  $[-20,5]$



รูปที่ 4.10 การจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี GLM ในลีด V3

จากรูปที่ 4.10 ในการทดสอบของลีด V3 แสดงว่าการใช้ค่าของพารามิเตอร์ทั้งหมดและพารามิเตอร์ในส่วนของคลื่น Q, R, S และ T มีค่าต่างจาก 1 ด้วยกันทั้ง 2 กรณีคืออยู่ในช่วง  $[-40,40]$

### 4.3 สรุป

ในบทนี้จะเป็นบทที่ซึ่งแสดงการทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด 3 วิธี ซึ่งได้ผลดังนี้

วิธีที่ 1 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธี Generalized Linear Model (GLM) นำผลการทดลองมาพล็อตกราฟเพื่อดูค่าในทุกลีดว่ามีตัวอย่างทั้ง 30 ตัวอย่างนั้น แสดงให้เห็นว่า การจำแนกด้วยวิธี GLM มีค่าที่ใกล้กับค่า 1 มาก ยกเว้นตัวอย่างที่ 1 ที่มีค่าต่างจาก 1 มากกว่าตัวอื่นในลีด aVR, V2 และตัวอย่างที่ 8 ในลีด V2

วิธีที่ 2 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณะ นำผลการทดลองมาพล็อตกราฟเพื่อดูค่าในทุกลีดว่ามีตัวอย่างทั้ง 30

ตัวอย่างนั้น แสดงให้เห็นว่า การจำแนกด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณะ มีค่าที่ใกล้เคียงกับ 1 ยกเว้นตัวอย่างที่ 1 ที่มีค่าต่างจาก 1 มากกว่าตัวอื่นในลีด aVF, Lead III ตัวอย่างที่ 9 ในลีด aVL, Lead III ตัวอย่างที่ 10 และ 24 ในลีด aVL ตัวอย่างที่ 20 และ 22 ในลีด V2

วิธีที่ 3 ผลทดสอบการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณะ นำผลการทดลองมาพล็อตกราฟเพื่อดูค่าในทุกลีดว่ามีตัวอย่างทั้ง 30 ตัวอย่างนั้น แสดงให้เห็นว่า การจำแนกด้วยวิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณะ มีค่าผลการทดลองต่างจาก 1 มาก บ่งบอกว่าวิธีนี้ไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการทดสอบผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การเปรียบเทียบวิธีการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 วิธี ซึ่งวิธีที่ให้ผลดีที่สุดคือวิธี GLM ซึ่งได้ผลการทดสอบว่าใกล้เคียงค่า 1 มากที่สุด และเหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการทดสอบเพื่อจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เมื่อพิจารณาเมตริกซ์ A ซึ่งเป็นเมตริกซ์ที่มีความสำคัญที่จะนำไปทดสอบแล้วบ่งบอกความปกติหรือผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องนำมาพิจารณาตามกรณีต่างๆ เพื่อผลการจำแนกที่ให้ผลถูกต้องมากที่สุด จึงได้มีการทดสอบแบบแรกคือพิจารณาสถานะแยกกันโดยใช้พารามิเตอร์ทั้งหมดและพารามิเตอร์ในส่วน of คลื่น Q, R, S และ T ในการทดลอง แบบที่สองคือพิจารณาสถานะรวมกันโดยใช้พารามิเตอร์ทั้งหมดและพารามิเตอร์ในส่วน of คลื่น Q, R, S และ T จากผลการทดสอบดังกล่าวข้างต้นแสดงว่า วิธีการทดลองด้วยวิธี GLM และในการทดสอบโดยใช้พารามิเตอร์ส่วน of Q, R, S และ T ในการพิจารณาแต่ละสถานะแยกกันเหมาะสมและให้ผลดีที่สุด

## บทที่ 5

### การทดสอบการจำแนกผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

#### 5.1 ผลทดสอบการวินิจฉัยโรค

##### 5.1.1 บทนำ

แพทย์ในศตวรรษก่อนนั้นอาศัยข้อมูลแต่เพียงเฉพาะมีการตรวจร่างกายและซักประวัติ ในการตัดสินใจให้การวินิจฉัยและรักษา ซึ่งมีผลทำให้แพทย์ถูกจำกัดอยู่เฉพาะสิ่งที่ประสาทสัมผัส สามารถรับรู้ได้ เช่น มองเห็น ได้ยิน สัมผัส ดมกลิ่น หรือชิมได้เท่านั้น วิทยาการด้านเทคโนโลยี ทำให้แพทย์มีข้อมูลที่จะนำมาช่วยการตัดสินใจมากขึ้น เช่น ข้อมูลด้านรังสี คลื่นเสียง จุลชีววิทยา ชีวเคมีและวิชาภูมิคุ้มกันวิทยา (immunology) แต่นับวันเครื่องมือที่ใช้ช่วยในการวินิจฉัยโรคมิได้จะมีมากขึ้นเรื่อยๆ บางอย่างก็มีราคาแพง บางอย่างก็มีอันตรายสูง บางอย่างก็ให้ข้อมูลได้ดีในบางเรื่อง และความคุ้มค่าของเครื่องมือในแต่ละงานก็ต่างกันไป ทำให้มีแพทย์จะต้องคอยปรับเปลี่ยนวิธีการ วินิจฉัยโดยเฉพาะการตัดสินใจส่งตรวจทางห้องปฏิบัติการและการแปลผลเพื่อให้ได้ประโยชน์ที่ซึ่ง คุ้มค่ามากที่สุด แต่ถึงอย่างไรก็ตามการที่จะทำการส่งตรวจไม่ได้หมายความว่าเฉพาะการส่งตรวจ ทางห้องปฏิบัติการเท่านั้นแต่รวมถึงการตรวจด้วยวิธีอื่นๆ เช่น การตรวจร่างกายด้วย

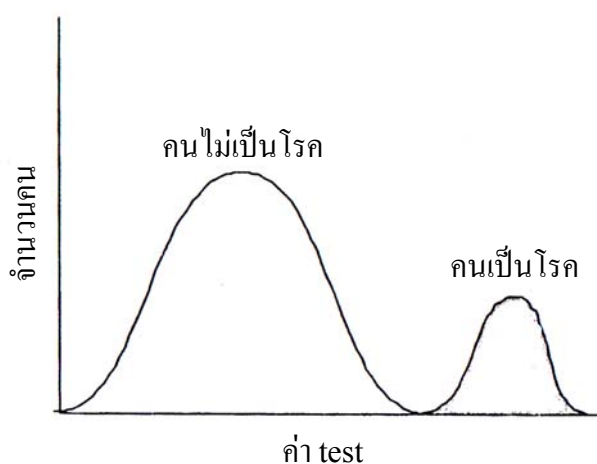
##### 5.1.2 การจำแนกผลการทดสอบทางชีวสถิติ

เมื่อพิจารณาผลทดสอบการวินิจฉัย ส่วนใหญ่มักจะต้องการทราบค่าที่ได้นั้นเป็นค่า ปกติ (normal) หรือผิดปกติ (abnormal) ก่อนอื่นขอให้มาพิจารณาค่าว่าปกติและผิดปกติก่อนว่า มีที่มาอย่างไร (สิลม, 2542)

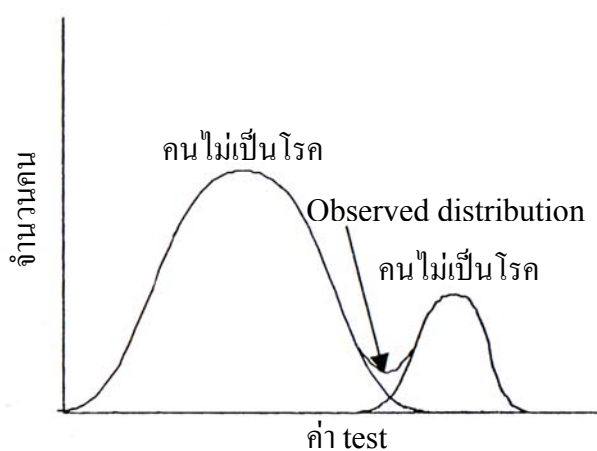
ผลทดสอบการวินิจฉัยหลายอย่างเป็นค่าที่ใช้ความต่อเนื่อง ยกตัวอย่างเช่นค่าน้ำเหลือง ของซอร์โมนต่อมไทรอยด์ (serum thyroxine) หรือค่าของความดันเลือดในการบีบตัวของหัวใจ (systolic blood pressure) แต่เวลาแปลค่าเหล่านี้กลับจะต้องแปลค่าเป็นตัวแปรซึ่งแบ่งออกเป็น 2 ส่วน (dichotomous) คือปกติหรือผิดปกติ การจะทำเช่นนี้ได้จำเป็นจะต้องมีค่าซึ่งเป็นขอบเขต (cut off point) แบ่งกันค่าปกติและผิดปกติออกจากกัน วิธีการกำหนดค่าขอบเขตในการจำแนก ความผิดปกตินี้มีวิธีที่ใช้บ่อยดังต่อไปนี้

*normal distribution* โดยถือว่าค่าที่มากเกินไป  $\text{mean} + 2S.D$  และ ค่าน้อยกว่า  $\text{mean} - 2S.D$  เป็นค่าผิดปกติ วิธีนี้กำหนดให้คนประมาณ 5 % มีค่าผิดปกติ ซึ่งบางครั้งอาจจะไม่ สอดคล้องกับการยอมรับของโรคนั้นในประชากร เช่น ถ้าการยอมรับของโรคในประชากรมี 1%

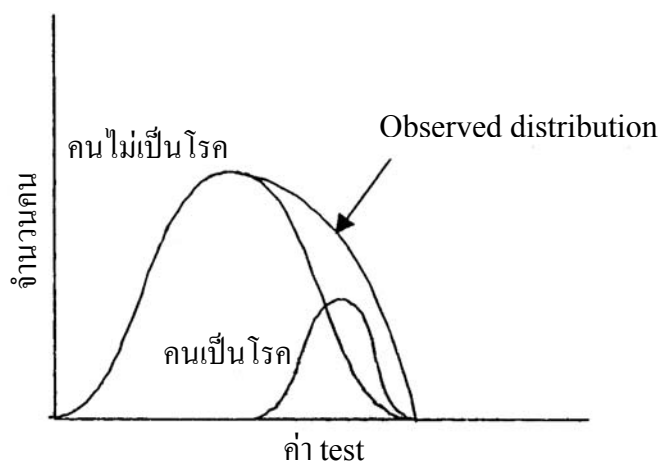
เมื่อเรานำมาทดสอบจะพบว่ามีคนที่มีค่าผิดปกติมากขึ้นเป็น 5% เป็นภาวะที่มีแคลเซียมในเลือดน้อยกว่าปกติ (hypocalcaemia) ซึ่งมากเกินไปกว่าการยอมรับของคนเป็นโรคที่ทำให้แคลเซียมในน้ำเหลืองผิดปกติ เช่น โรคของต่อมพาราไทรอยด์ โรคไตหรือโรคความผิดปกติของเมตาโบลิซึมอื่นๆ รวมกันและถ้าทำการทดสอบต่างๆ มากขึ้น โอกาสจะพบความผิดปกติของการทดสอบโดยไม่เป็นโรคจะมากขึ้นตาม เช่น ถ้าใครคนหนึ่งตรวจผลทดสอบการวินิจฉัย 20 ชนิด ก็จะพบว่ามีโอกาส พบค่าผิดปกติ =  $1 - (0.95)^{20} = 0.64$  ทั้งที่ไม่ได้เป็นโรคอะไรเลย วิธีนี้จะใช้ได้ดีในกรณีที่ค่าผลทดสอบการวินิจฉัยของคนเป็นโรคและคนไม่เป็นโรคไม่ซ้อนกัน ดังรูปที่ 5.1 แต่ถ้ามีค่าซ้อนกัน ดังรูปที่ 5.2 คนที่ค่าอยู่ระหว่าง A และ B จะไม่สามารถให้การวินิจฉัยได้ว่าเป็นโรคหรือไม่ และยังถ้าซ้อนกันมากขึ้นดังเช่นรูปที่ 5.3 ก็จะทำให้การวินิจฉัยแยกโรคได้ยากขึ้นไปอีก



รูปที่ 5.1 ค่าการทดสอบของคนเป็นโรคและคนปกติที่ไม่มีค่าซ้อนกัน (สลิ้ม, 2542)



รูปที่ 5.2 ค่าการทดสอบของคนเป็นโรคและคนปกติที่บางค่าซ้อนกัน (สลิ้ม, 2542)



รูปที่ 5.3 ค่าการทดสอบของคนเป็นโรคและคนปกติที่ค่าซ้อนกันหมด (สลิมน, 2542)

การวัดการกระจายของข้อมูล (Measures of Variation or Dispersion) หมายถึง การที่ข้อมูลในชุดใดชุดหนึ่งกระจายออกจากกันหรืออยู่ห่างจากกันมากน้อยเพียงใด ถ้ามีคะแนนของข้อมูลในชุดใดอยู่ห่างกันน้อยหรือมีขนาดเล็กเกินไป เรากล่าวว่าข้อมูลชุดนั้นมีการกระจายน้อย แต่ถ้าคะแนนของข้อมูลในชุดใดอยู่ห่างกันมาก เรากล่าวว่าข้อมูลชุดนั้นมีการกระจายมากนั้นจะมีการอธิบายลักษณะของข้อมูลโดยใช้ค่าเฉลี่ยเลขคณิตหรือการวัดแนวโน้มเข้าสู่ส่วนกลางอื่นๆ เป็นการอธิบายลักษณะของข้อมูลเพียงลักษณะเดียว ส่วนในที่ลักษณะอื่นๆนั้นไม่อาจแสดงด้วยการวัดแนวโน้มเข้าสู่ส่วนกลาง และมีลักษณะดังกล่าวนี้มีความสำคัญไม่น้อยกว่าการวัดแนวโน้มเข้าสู่ส่วนกลาง จึงมีความจำเป็นต้องมีการวัดการกระจายของข้อมูลควบคู่ไปด้วยเพื่อให้ทราบลักษณะของข้อมูลชัดเจนยิ่งขึ้น การวัดการกระจายมี 4 ชนิดคือ

1. พิสัย (Range)
2. ส่วนเบี่ยงเบนควอร์ไทล์ (Quartile Deviation)
3. ส่วนเบี่ยงเบนเฉลี่ย (Mean Deviation or Average Deviation)
4. ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation)

ในงานวิจัยดังกล่าวนี้ใช้การวัดการกระจายข้อมูลชนิดส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation) ซึ่งเป็นการวัดการกระจายที่นิยมใช้กันมากที่สุด ในการคำนวณค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานแบ่งออกเป็น 2 แบบ คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลที่ไม่ได้จัดหมวดหมู่ และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลที่จัดหมวดหมู่ แต่งานวิจัยนี้ใช้ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลที่ไม่ได้จัดหมวดหมู่โดยมีสมการในการคำนวณค่าดังสมการ (5-1)

$$S.D. = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{N}} \quad (5-1)$$

เมื่อ S.D. = ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

x = ข้อมูล

$\bar{x}$  = ค่าเฉลี่ยเลขคณิต

N = จำนวนข้อมูลทั้งหมด

*therapeutic method* วิธีนี้แบ่งค่าปกติและค่าผิดปกติ โดยดูค่าที่เมื่อสูงกว่าหรือต่ำกว่านี้แล้ว จำเป็นต้องให้การรักษา ซึ่งค่านี้อาจเปลี่ยนแปลงไปตามความรู้หรือผลการศึกษาวิจัยที่ตามมาทีหลัง เช่น ความดันโลหิต diastolic มีการเปลี่ยนแปลงค่าที่ถือว่าผิดปกติมาตลอด 30 ปี

### 5.1.3 ผลทดสอบค่าปกติและค่าผิดปกติ

การนำผลทดสอบการวินิจฉัยมาใช้ทดสอบนั้น อาจจะต้องนำมาใช้ในกลุ่มคนที่เป็นโรค ( $D^+$ ) หรือในกลุ่มของคนที่ไม่เป็นโรค ( $D^-$ ) ซึ่งการที่จะรู้ได้ว่าเป็นกลุ่มใดก็จะต้องมีการตรวจหรือใช้วิธีการใดที่จะเป็นสิ่งที่ทำให้เชื่อถือได้ว่าคนนั้นน่าจะเป็นโรคหรือไม่เป็นโรคจริง การตรวจแบบนี้เรียกว่ามาตรฐานโกลด์ (Gold Standard) คือ เป็นมาตรฐานที่เชื่อถือได้มากที่สุด เช่น การตรวจพยาธิวิทยาของเนื้อเยื่อ (histopathology) เป็นมาตรฐานโกลด์ของการวินิจฉัยโรคมะเร็ง การเพาะเชื้อได้เชื้อโรคที่เป็นสาเหตุของไข้ไทฟอยด์ในคน (*salmonella typhi*) เป็นมาตรฐานโกลด์ของการติดเชื้อไทฟอยด์ เป็นต้น

ผลที่ได้จากการทดสอบนั้นอาจให้ผลว่าปกติ (negative) หรือผิดปกติ (positive) สำหรับการทดสอบการเป็นโรคใดโรคหนึ่ง ถ้าการทดสอบให้ค่าผิดปกติและคนนั้นเป็นโรคจริงเรียกว่า True positive ( $T^+$ ) แต่ถ้าผลการทดสอบให้ค่าผิดปกติทั้งที่คนนั้นไม่เป็นโรคเรียกผลนั้นว่า False positive ( $F^+$ ) และสัดส่วนของจำนวนคนให้ผล True positive ต่อจำนวนคนเป็นโรคเรียกว่า True positive rate สัดส่วนของจำนวนคนให้ผล False positive ต่อจำนวนคนไม่เป็นโรคเรียกว่า False positive rate

ในทำนองเดียวกันนั้นค่าการทดสอบที่ให้ผลปกติและคนนั้นไม่เป็นโรคเรียกว่า True negative ( $T^-$ ) แต่ถ้าผลการทดสอบให้ค่าผิดปกติทั้งที่คนนั้นเป็นโรคเรียกว่า False negative ( $F^-$ ) และสัดส่วนของจำนวนคนให้ผล True negative ต่อจำนวนคนไม่เป็นโรคเรียกว่า True negative rate สัดส่วนของจำนวนคนให้ผล False negative ต่อจำนวนคนเป็นโรคเรียกว่า False negative ซึ่งค่าต่างๆ ได้ถูกนำมารวบรวมสรุปได้ดังในตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 ตารางสรุปค่าผิดปกติและค่าปกติ

		Disease	
		Present	Absent
Test	Positive	True positive	False positive
	Negative	False negative	True negative

$$\text{True positive rate} = \frac{\text{True positive}}{\text{True positive} + \text{False negative}} \quad (5-2)$$

$$\text{True negative rate} = \frac{\text{True negative}}{\text{True negative} + \text{False positive}} \quad (5-3)$$

$$\text{False positive rate} = \frac{\text{False positive}}{\text{False positive} + \text{True negative}} \quad (5-4)$$

$$\text{False negative rate} = \frac{\text{False negative}}{\text{False negative} + \text{True positive}} \quad (5-5)$$

## 5.2 คุณสมบัติของการทดสอบ

### 5.2.1 วัตถุประสงค์ของการทดสอบ

วัตถุประสงค์หลักของการส่งทำการทดสอบแบ่งได้เป็นสองข้อนั่นก็คือ 1. เพื่อช่วยในการวินิจฉัย (diagnosis) ถูกต้องแม่นยำมากขึ้น 2. เพื่อสนับสนุนการดูแลรักษา (management) ผู้ป่วย การทดสอบเพื่อช่วยในการวินิจฉัย อาจจะเป็นการใช้เพื่อช่วยให้ความมั่นใจมากขึ้นว่า ผู้ป่วยเป็นโรค ซึ่งก็คือการยืนยัน (confirm) การวินิจฉัย กรณีนี้มักจะเป็นกรณีที่แพทย์คิดว่ามีความเป็นไปได้สูงที่ผู้ป่วยจะเป็นโรค แต่ก็ยังไม่สูงพอที่จะให้การวินิจฉัยด้วยความมั่นใจหรืออาจเป็นกรณีที่มีความผิดพลาดชนิดผิดปกติไม่จริงจะเกิดผลเสียร้ายแรงมาก จึงต้องการที่จะยืนยันให้ได้ว่าผู้ป่วยนั้นน่าจะเป็นโรคจริง ตัวอย่างเช่น โรคมะเร็งเต้านม การวินิจฉัยผิดว่าผู้ป่วยเป็นมะเร็ง อาจจะทำให้ผู้ป่วยต้องได้รับการผ่าตัดเต้านมทิ้ง ซึ่งเป็นความเสียหายร้ายแรง ดังนั้นก่อนให้การรักษาก็ต้องมีหลักฐานที่จะให้ความมั่นใจว่า ผู้ป่วยเป็นโรคนี้อย่างแท้จริง

การทดสอบเพื่อช่วยในการวินิจฉัยโรคอาจจะเป็นการใช้เพื่อช่วยให้ความมั่นใจมากขึ้น ผู้ป่วยไม่เป็นโรค ซึ่งก็คือการคัดหรือตัดโรคนั้นออกจากการวินิจฉัย (exclude) กรณีนี้มักจะเป็นกรณีที่แพทย์คิดว่ามีความเป็นไปได้น้อยมากที่ผู้ป่วยจะเป็นโรค แต่ความเป็นไปได้นี้ยังไม่น้อยเพียงพอที่จะคัดโรคนั้นออกได้ด้วยคามมั่นใจหรืออาจเป็นกรณีที่มีผลความผิดพลาดชนิดปกติไม่จริงจะ

เกิดผลเสียรุนแรงมาก จึงต้องการที่จะยืนยันให้ได้ว่าผู้ป่วยนั้นไม่น่าจะเป็นโรคจริง ตัวอย่างเช่น ผู้ป่วยอุบัติเหตุและมีการฉีกขาดของม้าม ถ้าไม่ได้รับซึ่งการวินิจฉัยที่ถูกต้องอาจจะทำให้ผู้ป่วยเสียเลือดจนตายได้ จึงต้องเลือกการทดสอบที่จะให้ความมั่นใจว่าจะเกิดความผิดพลาดเช่นนี้น้อย

การใช้ทดสอบเพื่อการวินิจฉัยอีกอย่างหนึ่งคือ ใช้เพื่อตรวจคัดกรอง (screening) ในขั้นต้นก่อนแล้วค่อยใช้การทดสอบอื่นเพื่อยืนยันในภายหลัง กรณีนี้มักใช้เพื่อตรวจค้นหาโรคที่พบได้ไม่บ่อยหรือการทดสอบที่มีใช้ในการตรวจยืนยันมีราคาแพงกว่ามากหรือการทดสอบที่ใช้ในการตรวจยืนยันมีอันตรายสูงหรือผลข้างเคียงมาก การใช้การตรวจคัดกรองก่อนจะช่วยลดจำนวนผู้ป่วยที่จะต้องทำการทดสอบที่ใช้ยืนยันให้เหลือน้อยลง

คุณสมบัติของผลทดสอบผลการวินิจฉัย ซึ่งมีที่จะต้องนำมาพิจารณาเสมอในการนำผลการทดสอบมาใช้ในการวินิจฉัยโรคคือค่าความไว (Sensitivity) ค่าความจำเพาะ (Specificity) และอัตรา Likelihood ของการทดสอบซึ่งความหมายของค่าเหล่านี้จะได้กล่าวในหัวข้อต่อไป

### 5.2.2 ค่าความไว

ค่าความไว คือ ความน่าจะเป็นที่คนเป็นโรคจะให้ผลการทดสอบผิดปกติซึ่งเขียนในรูปของความน่าจะเป็นได้คือ  $P(T^+|D^+)$  ดังนั้นค่าความไวก็คืออัตราผิดปกติจริงของการทดสอบนั้นนั่นเองและเขียนในเทอมของความน่าจะเป็นได้ดังสมการ (5-6)

$$\text{Sensitivity} = P(T^+|D^+) = \frac{\text{Diseased with positive test}}{\text{All diseased}} \quad (5-6)$$

ตัวอย่างเช่นนี้ ถ้านำคนเป็นโรค 100 คน มาทำการทดสอบและได้ผลผิดปกติ 80 คน ค่าความไวของการทดสอบนี้จะเท่ากับ  $80/100 = 0.80$  หรือ 80%

### 5.2.3 ค่าความจำเพาะ

ค่าความจำเพาะ คือ ความน่าจะเป็นที่คนไม่เป็นโรคจะให้ผลการทดสอบปกติ ดังนั้นค่าความจำเพาะก็คือ อัตราปกติจริงของการทดสอบนั้นนั่นเอง ซึ่งสามารถเขียนในเทอมของความน่าจะเป็นได้ดังสมการที่ (5-7)

$$\text{Specificity} = P(T^-|D^-) = \frac{\text{Nondiseased with negative test}}{\text{All disease - free}} \quad (5-7)$$

ตัวอย่างเช่น ถ้านำคนไม่เป็นโรค 100 คน มาทำการทดสอบและได้ผลปกติ 80 คน ค่าความจำเพาะของการทดสอบนี้จะเท่ากับ  $80/100 = 0.80$  หรือ 80



### 5.2.4 อัตรา Likelihood

โดยนิยามอัตรา Likelihood ของการทดสอบผิดปกติหมายถึงอัตราส่วนระหว่างความน่าจะเป็นที่จะได้ผลการทดสอบที่ผิดปกติในคนเป็นโรคเทียบกับความน่าจะเป็นที่จะได้ผลการทดสอบที่ผิดปกติในคนไม่เป็นโรคและในทำนองเดียวกัน อัตรา Likelihood ของการทดสอบปกติหมายถึง อัตราส่วนระหว่างความน่าจะเป็นที่จะได้ผลการทดสอบที่ปกติในคนเป็นโรคเทียบกับความน่าจะเป็นที่จะได้ผลการทดสอบที่ปกติในคนไม่เป็นโรค

ถ้าให้ LR+ แทนอัตรา Likelihood ของการทดสอบที่ผิดปกติและ LR- แทนอัตรา Likelihood การทดสอบที่ปกติจะได้สูตรการคำนวณดังสมการ (5-8) และ (5-9)

$$LR+ = \frac{P(T^+ | D^+)}{P(T^+ | D^-)} \quad (5-8)$$

$$LR- = \frac{P(T^- | D^+)}{P(T^- | D^-)} \quad (5-9)$$

และด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์เราสามารถพิสูจน์ได้ว่า

$$LR+ = \frac{\text{Sensitivity}}{1 - \text{Specificity}} \quad (5-10)$$

$$LR- = \frac{1 - \text{Sensitivity}}{\text{Specificity}} \quad (5-11)$$

### 5.2.5 ค่าความถูกต้อง

ค่าความถูกต้อง คือ ความน่าจะเป็นที่จะได้ผลการทดสอบที่เป็นจริง ซึ่งค่าที่เป็นจริงมีสองค่า คือ ผิดปกติจริงและปกติจริง ดังนั้นค่าความถูกต้องของการทดสอบ คืออัตราความจริงของการทดสอบนั่นเอง ซึ่งสามารถเขียนในเทอมของความน่าจะเป็นได้ดังสมการ (5-12)

$$\text{Accuracy} = \text{All with true result} / \text{All test done} \quad (5-12)$$

ค่าความถูกต้องเป็นค่าที่ซึ่งมีแสดงถึงผลที่การทดสอบจะได้ผลถูกต้องมากน้อยเพียงใด ตัวอย่างเช่น ถ้านำผลคนทั้งที่เป็นโรคและไม่เป็นโรค 100 คน มาทำการทดสอบและได้ผลผิดปกติ

จริงและผลปกติจริงรวมกัน 80 คน ค่าความถูกต้องของการทดสอบนี้จะเท่ากับ  $80/100 = 0.80$  หรือ 80%

จะเห็นได้ว่า ค่าความถูกต้องของการทดสอบเปลี่ยนแปลงไปตามสัดส่วนจำนวนของคนเป็นโรคหรือไม่เป็นโรคที่มาทำการทดสอบดังนั้น

$$P(A) = P(A|B_1)P(B_1) + P(A|B_2)P(B_2) + \dots + P(A|B_n)P(B_n) \quad (5-13)$$

แทนค่าจะได้

$$\begin{aligned} \text{Accuracy} &= P(T^+|D^+)P(D^+) + P(T^-|D^-)P(D^-) \\ &= \text{Sensitivity} \times P(D^+) + \text{Specificity} \times [1-P(D^+)] \\ &= \text{Sensitivity} \times \text{Prevalence} + \text{Specificity} \times (1-\text{Prevalence}) \end{aligned} \quad (5-14)$$

จะเห็นว่าค่าความถูกต้องของการทดสอบขึ้นกับความชุกของโรคของโรค ดังนั้นค่าจึงเปลี่ยนแปลงไปตามความชุกของโรค

ตารางที่ 5.2 สรุปการคำนวณค่าคุณสมบัติของการทดสอบ

		Disease		
		Present	Absent	Total
Test	Positive	a	b	a+b
	Negative	c	d	c+d
	TOTAL	a+c	b+d	a+b+c+d

$$\text{Sensitivity} = \frac{a}{a+c} \quad (5-15)$$

$$\text{Specificity} = \frac{d}{b+d} \quad (5-16)$$

$$\text{Accuracy} = \frac{(a+d)}{a+b+c+d} \quad (5-17)$$

$$LR+ = \frac{a(b+d)}{b(a+c)} \quad (5-18)$$

$$LR- = \frac{c(b+d)}{d(a+c)} \quad (5-19)$$

### 5.3 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ

#### 5.3.1 ผลทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยใช้ค่า $\beta$ ของผู้ที่ไม่เป็นโรค

ในการจำแนกความผิดปกติที่ใช้ในงานวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ใช้วิธีการกำหนดค่าขอบเขตแบบ normal distribution เนื่องจากการกระจายของค่าที่ทำการทดสอบด้วยวิธี GLM นั้นมีทั้งค่าที่มากกว่า 1 และน้อยกว่า 1 อยู่ แต่ที่เรากำหนดไว้ค่าปกติควรมีค่าใกล้เคียง 1 ดังนั้นจึงเลือกใช้วิธีดังกล่าวนี้ในการที่จะกำหนดช่วงค่าในการจำแนกความผิดปกติของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด โดยถือว่าค่าที่มากเกินไป  $mean + 2S.D.$  และ ค่าน้อยกว่า  $mean - 2S.D.$  เป็นค่าผิดปกติ (รายละเอียดของตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงในภาคผนวก ฉ)

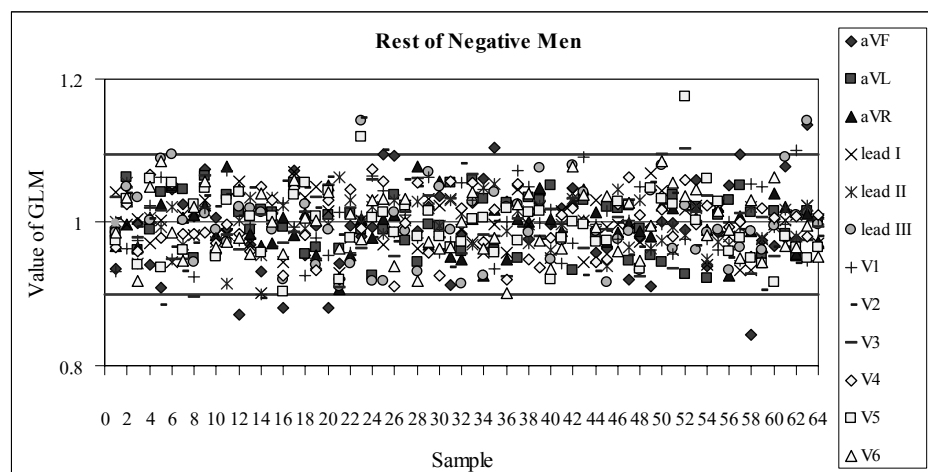
ตารางที่ 5.3 ค่าขอบเขตในการทดสอบด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่า  $\beta$  ของผู้ที่ไม่เป็นโรค

เพศ	สถานะ	Rest	Stage 2	Recovery
ชาย	ขอบเขตบน	1.0956	1.0718	1.0876
	ขอบเขตล่าง	0.8995	0.9255	0.9084
หญิง	ขอบเขตบน	1.0743	1.0682	1.0754
	ขอบเขตล่าง	0.9228	0.9294	0.9216

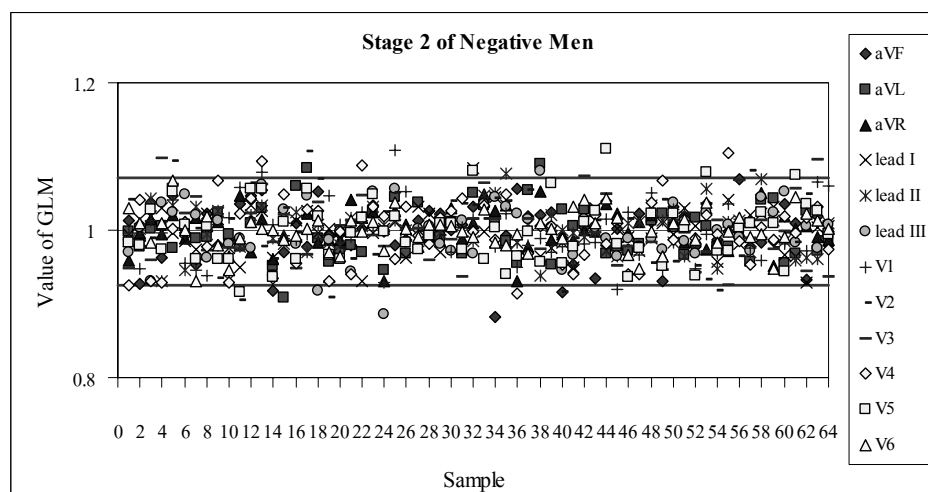
จากตารางที่ 5.3 ผลของช่วงขอบเขตในการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่ไม่เป็นโรคโดยใช้วิธี normal distribution จากค่าของการจำแนกด้วยวิธี GLM เนื่องจากการทดสอบมีการแยกสถานะจึงทำให้ค่าขอบเขตที่กำหนดขึ้นนั้นหาจากค่าของตัวอย่างแต่ละสถานะด้วย พร้อมกันนั้นยังมีการแยกพิจารณาขอบเขตของเพศชายและเพศหญิง จากตารางดังกล่าวนี้ จะเห็นได้ว่าขอบเขตของเพศชายนั้นกว้างกว่าขอบเขตของเพศหญิง โดยปกติโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดนั้นจะพบในเพศชายมากกว่าเพศหญิง และอายุของตัวอย่างที่นำมาใช้ในการทดสอบผลในงานวิทยานิพนธ์นี้คือ เพศชายอยู่ในช่วงอายุ 30-70 ปี จำนวน 64 คน และเพศหญิงอยู่ในช่วงอายุ 45-75 ปี จำนวน 54 คน จะสังเกตเห็นว่าเพศชายมักจะเป็นโรคนี้ในอายุที่ต่ำกว่าเพศหญิงด้วย

จากรูปที่ 5.4 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนออกกำลังกายของผู้ชายที่ไม่เป็นโรคทั้ง 12 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตที่ได้แสดงไว้แล้วข้างต้นเป็นตัวกำหนดการ

จำแนกดังกล่าวนี้ จากรูปจะสังเกตเห็นว่าในระยะพักก่อนการออกกำลังกายนี้ส่วนใหญ่จะอยู่ในขอบเขตที่กำหนด มีเพียงตัวอย่างที่ 23, 52 และ 63 ที่หลุดออกมานอกขอบเขตหลายลีดอย่างชัดเจน



รูปที่ 5.4 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย

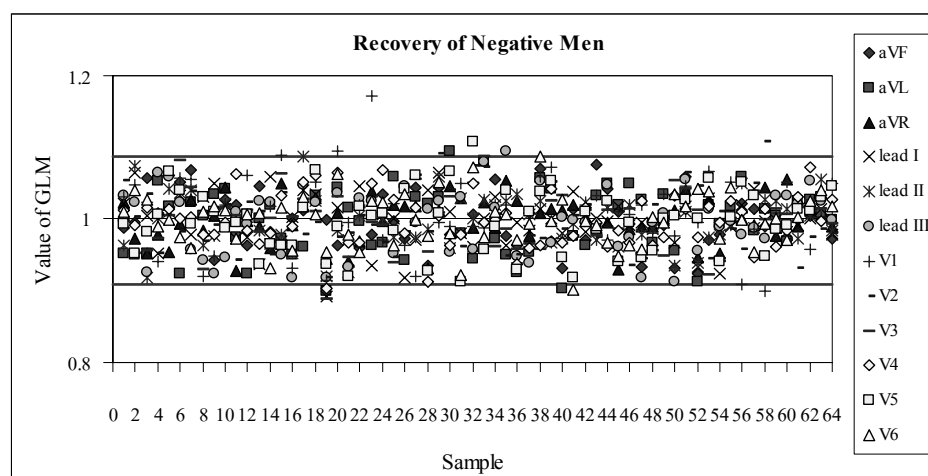


รูปที่ 5.5 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2

จากรูปที่ 5.5 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 ของผู้ชายที่ไม่เป็นโรคทั้ง 12 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตที่ได้แสดงไว้แล้วข้างต้นเป็นตัวกำหนดการจำแนกดังกล่าวนี้ จากรูปจะสังเกตเห็นว่าตัวอย่างที่นำมาทดสอบในช่วงตัวอย่าง

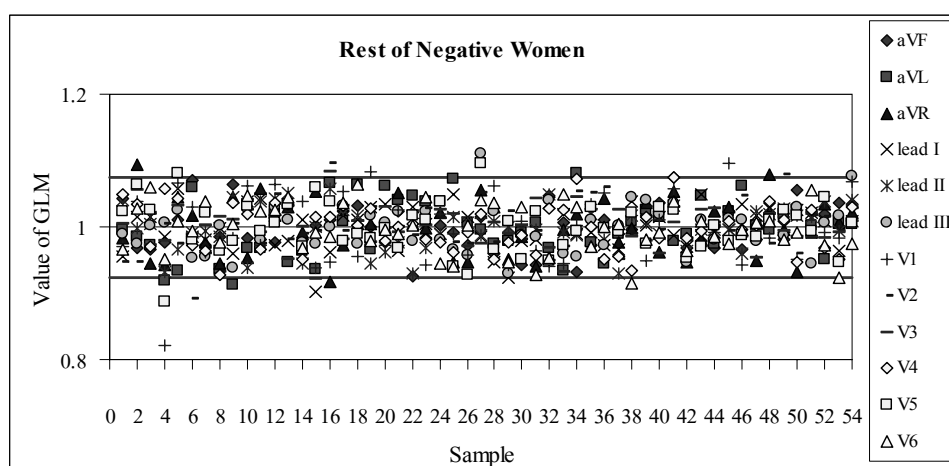
ทั้งหมดนั้นมีการหลุดออกนอกขอบเขตที่กำหนดมากขึ้นกว่าในระยะพักก่อนออกกำลังกาย ซึ่งทำให้เราสามารถวิเคราะห์ได้จากผลการทดสอบนี้ว่า การออกกำลังกายมีผลที่ทำให้เราเห็นความผิดปกติของโรคได้ชัดเจนขึ้น เนื่องจากการทำงานของหัวใจเพิ่มขึ้น ผู้ที่เป็นโรคจากที่ไม่แสดงผลการทดสอบในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย แต่เมื่อหัวใจทำงานเพิ่มขึ้นในขณะออกกำลังกายนั้น เราจะเห็นผลของโรคได้ชัดเจนขึ้น ดังนั้นผลการออกกำลังกายจึงมีส่วนช่วยอย่างมากในการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจในขาดเลือดในผู้ที่ไม่แสดงอาการในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย

จากรูปที่ 5.6 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักหลังออกกำลังกายของเพศชายที่ไม่เป็นโรคทั้ง 12 ลีดมาทดสอบ โดยจะมีขอบเขตที่ได้แสดงไว้แล้วข้างต้นเป็นตัวกำหนดการจำแนกดังกล่าวนี้ จากการทดสอบตัวอย่างทั้งหมดดังกล่าวจะเห็นว่าค่าของ GLM มีค่าอยู่นอกขอบเขตที่กำหนดในระยะพักหลังออกกำลังกาย เนื่องจากเมื่อผู้ทดสอบผ่านการออกกำลังกายมาแล้วก็บ่งบอกถึงหัวใจได้ทำงานหนักผ่านมาแล้วด้วย ได้มีการแสดงผลออกมาทางสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่าหลังจากการทำงานของหัวใจแล้วนั้นมีผลต่อโรคอย่างไร จะทำให้สามารถช่วยในการจำแนกได้ดีขึ้นอีกด้วย

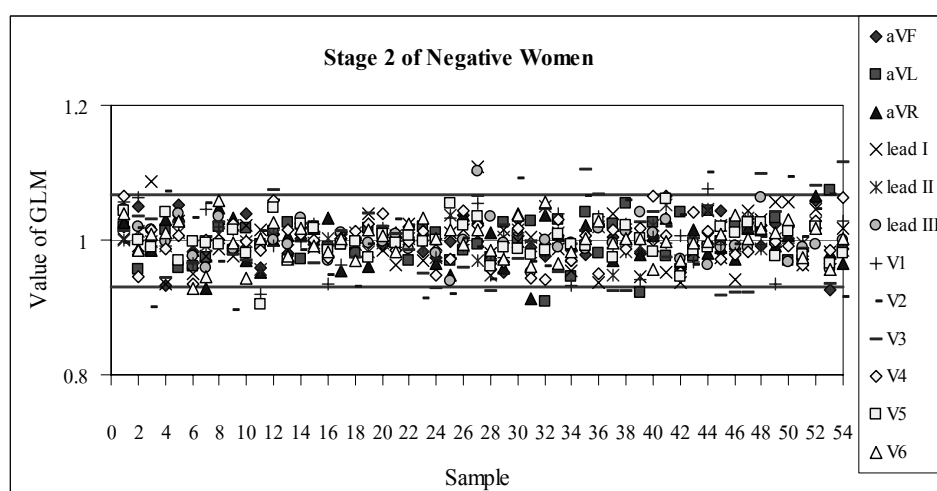


รูปที่ 5.6 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย

จากรูปที่ 5.7 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนออกกำลังกายของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคทั้ง 12 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตที่ได้แสดงไว้แล้วข้างต้นเป็นตัวกำหนดการจำแนกดังกล่าวนี้ จากรูปจะสังเกตเห็นว่าในระยะพักก่อนการออกกำลังกายนี้ส่วนใหญ่จะอยู่ในขอบเขตที่กำหนด มีเพียงตัวอย่างที่ 4, 16 และ 27 ที่หลุดออกมานอกขอบเขตอย่างชัดเจน



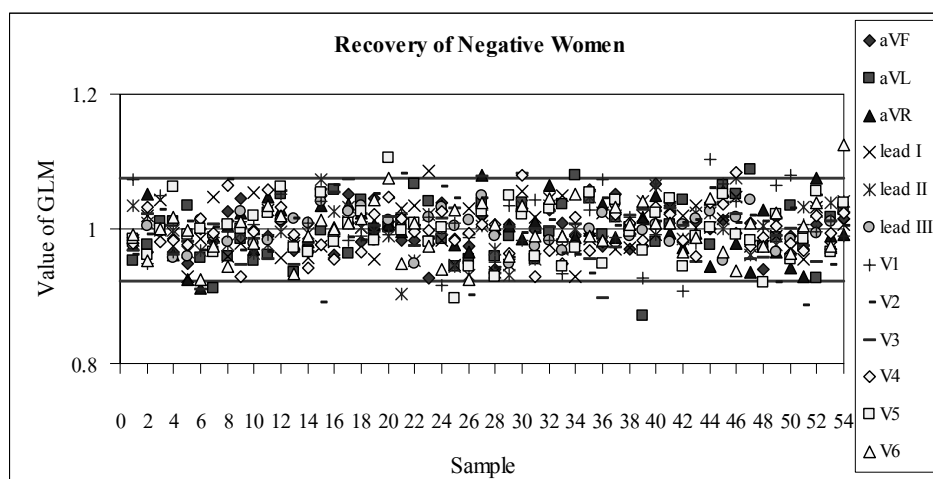
รูปที่ 5.7 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย



รูปที่ 5.8 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2

จากรูปที่ 5.8 แสดงการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 ของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคทั้ง 12 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตที่ได้แสดงไว้แล้วข้างต้นเป็นตัวกำหนดการจำแนกดังกล่าวนี้ จากรูปจะสังเกตเห็นว่าตัวอย่างที่นำมาทดสอบในช่วงตัวอย่างที่ 26-54 นั้นมีการหลุดออกนอกขอบเขตที่กำหนดมากขึ้นกว่าในระยะพักก่อนออกกำลังกาย ซึ่งทำให้เราสามารถวิเคราะห์ได้จากผลการทดสอบนี้ว่า การออกกำลังกายมีผลที่ทำให้เราเห็นความผิดปกติของโรคได้ชัดเจนขึ้น เนื่องจากการทำงานของหัวใจเพิ่มขึ้น ผู้ที่เป็นโรคจากที่ไม่แสดงผลการ

ทดสอบในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย แต่เมื่อหัวใจทำงานเพิ่มขึ้นในขณะออกกำลังกายนั้น เราจะเห็นผลของโรคได้ชัดเจนขึ้น ดังนั้นผลการออกกำลังกายจึงมีส่วนช่วยอย่างมากในการจำแนกโรคหัวใจขาดเลือดในผู้ที่ไม่แสดงอาการในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย จากผลการทดสอบดังรูปจะเห็นว่า การจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงนั้นจะไม่ชัดเจนเท่ากับการจำแนกของเพศชาย เพราะโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดนั้นจะพบในเพศชายมากกว่าเพศหญิงนั่นเอง



รูปที่ 5.9 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย

จากรูปที่ 5.9 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะระยะพักหลังออกกำลังกายของผู้หญิงที่ไม่เป็นโรคทั้ง 12 ลีดมาทดสอบ โดยจะมีขอบเขตที่ได้แสดงไว้แล้วข้างต้นเป็นตัวกำหนดการจำแนกดังกล่าวนี้ จากการทดสอบตัวอย่างทั้งหมดดังกล่าวจะเห็นว่าค่าของ GLM มีค่าอยู่นอกขอบเขตที่กำหนดในระยะพักหลังออกกำลังกายมากกว่าในที่ระยะพักก่อนการออกกำลังกาย และน้อยกว่าขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 เนื่องจากเมื่อผู้ทดสอบผ่านการออกกำลังกายมาแล้วก็บ่งบอกถึงหัวใจได้ทำงานหนักผ่านมาแล้วด้วย จึงแสดงผลออกมาทางสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่าหลังจากการทำงานของหัวใจแล้วนั้นมีผลต่อโรคอย่างไร จะมีทำให้สามารถช่วยในการจำแนกได้ดีและสังเกตเห็นค่าที่อยู่นอกขอบเขตได้อย่างชัดเจนขึ้น

### 5.3.2 ผลทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติโดยใช้ค่า $\beta$ ของผู้ที่เป็นโรค

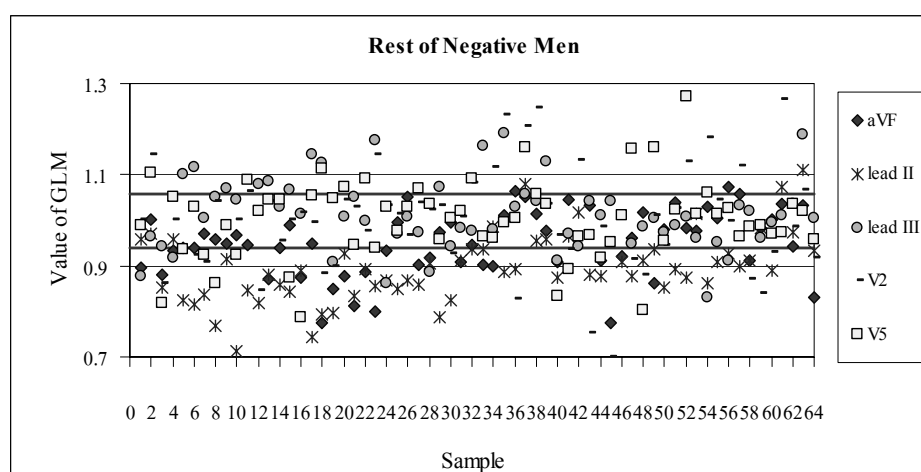
เนื่องจากงานวิจัยในอนาคตนั้นซึ่งต้องมีการจำแนกโรคมากกว่าหนึ่งชนิดจึงจำเป็นต้องมีการหาค่า  $\beta$  ในทุกกรณี คือโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่เป็นโรคทั้ง 3 สถานะ

ใน 5 ลีด ที่สำคัญในการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้ค่าขอบเขตต่างจากการใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรค ถ้าค่าอยู่ในช่วงขอบเขตแสดงว่าเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดดังตารางที่ 5.4

ตารางที่ 5.4 ค่าขอบเขตในการทดสอบด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่า  $\beta$  ของผู้ที่เป็นโรค

เพศ	สถานะ	Rest	Stage 2	Recovery
ชาย	ขอบเขตบน	1.0575	1.0521	1.0559
	ขอบเขตล่าง	0.9408	0.9465	0.9425
หญิง	ขอบเขตบน	1.0654	1.0724	1.0645
	ขอบเขตล่าง	0.9324	0.9249	0.9333

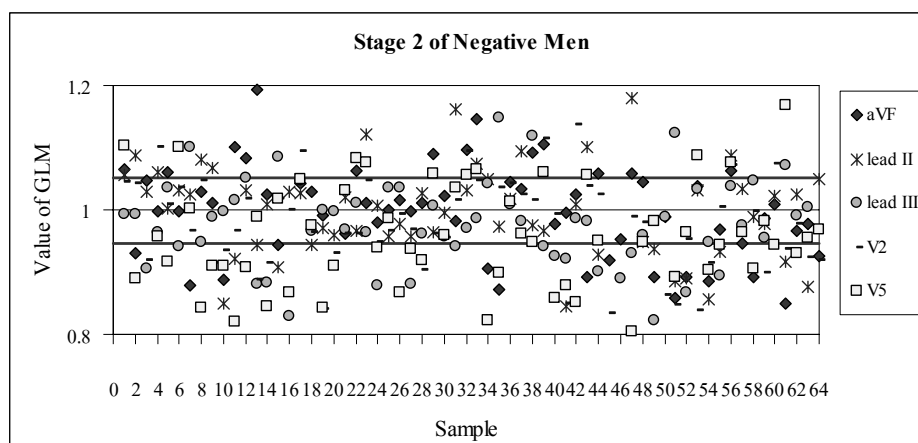
จากตารางที่ 5.4 บ่งบอกค่าขอบเขตในการทดสอบด้วยวิธี GLM โดยใช้ค่า  $\beta$  ของผู้ที่เป็นโรค ทำการแบ่งสถานะทั้ง 3 สถานะที่ได้เลือกทำการทดสอบโดยมีค่าขอบเขตดังนี้คือ ในกรณีเพศชายระยะพักก่อนออกกำลังกายมีค่าขอบเขตบนเท่ากับ 1.0575 ขอบเขตล่างเท่ากับ 0.9408 ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 มีค่าขอบเขตบนเท่ากับ 1.0521 ขอบเขตล่างเท่ากับ 0.9465 และระยะพักหลังออกกำลังกายมีค่าขอบเขตบนเท่ากับ 1.0559 ขอบเขตล่างเท่ากับ 0.9425 ในกรณีเพศหญิงระยะพักก่อนออกกำลังกายมีค่าขอบเขตบนเท่ากับ 1.0654 ขอบเขตล่างเท่ากับ 0.9324 ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 มีค่าขอบเขตบนเท่ากับ 1.0724 ขอบเขตล่างเท่ากับ 0.9249 และระยะพักหลังออกกำลังกายมีค่าขอบเขตบนเท่ากับ 1.0645 ขอบเขตล่างเท่ากับ 0.9333



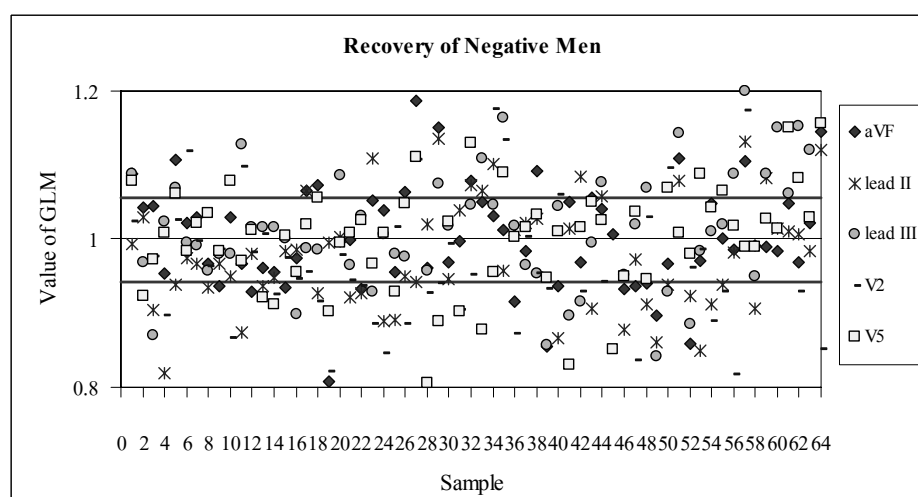
รูปที่ 5.10 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย



จากรูปที่ 5.10 ถึง 5.12 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคทั้ง 3 ระยะ โดยมีค่าขอบเขตตามที่กำหนดดังตารางที่ 5.4 ถ้าค่าของ GLM ในตัวอย่างใดอยู่ในขอบเขตแสดงว่าเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด จากรูปทั้ง 3 ระยะและ 5 ลีดของการทดสอบ จะเห็นว่าตัวอย่างทั้ง 64 คนอยู่นอกขอบเขตอย่างน้อย 2 ลีด แสดงว่าทั้ง 64 คนไม่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดใน 5 ลีดดังกล่าว

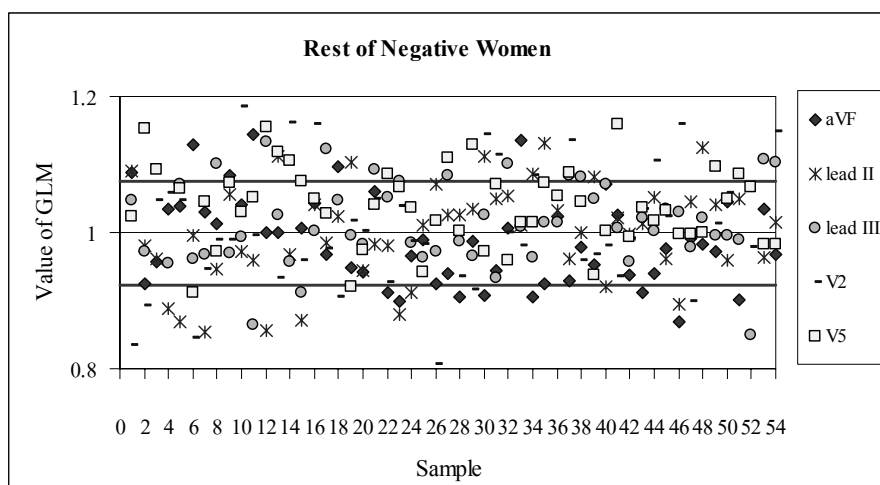


รูปที่ 5.11 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะขณะออกกำลังกายระยะที่ 2

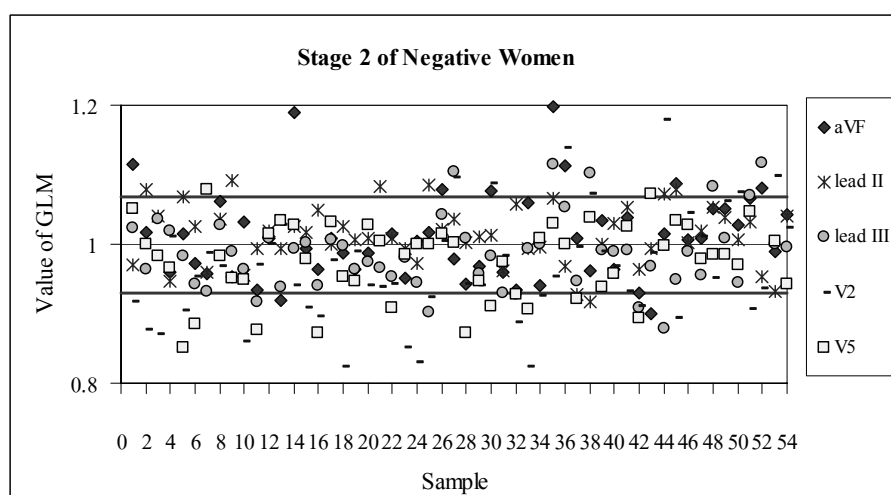


รูปที่ 5.12 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย

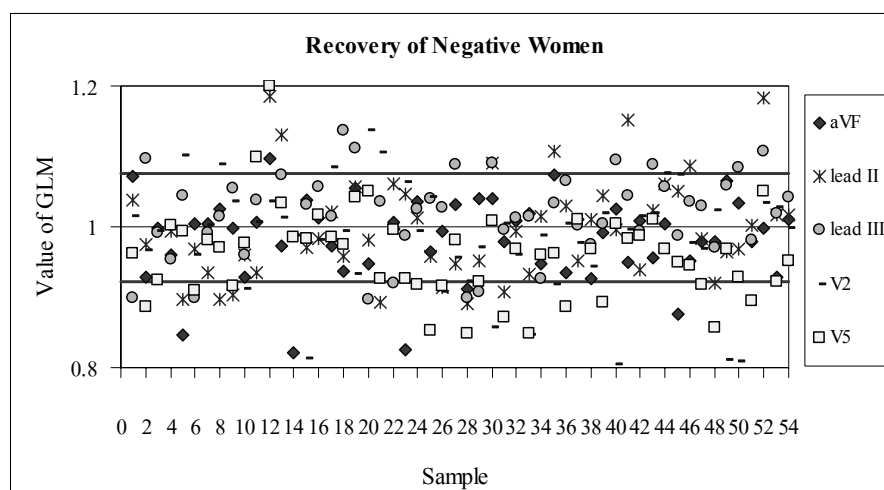
จากรูปที่ 5.13 ถึง 5.15 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคทั้ง 3 ระยะ โดยมีค่าขอบเขตตามที่กำหนดดังตารางที่ 5.4 ถ้าค่าของ GLM ในตัวอย่างใดอยู่ในขอบเขตแสดงว่าเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด จากรูปทั้ง 3 ระยะและ 5 ลีดของการทดสอบ จะเห็นว่าตัวอย่าง 54 คนอยู่นอกขอบเขตอย่างน้อย 2 ลีด จำนวน 52 คน แสดงว่าไม่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดและตัวอย่างที่ 4 และ 10 ค่า GLM อยู่นอกขอบเขตน้อยกว่า 2 ลีด แสดงว่าเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด



รูปที่ 5.13 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย



รูปที่ 5.14 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะขณะออกกำลังกายระยะที่ 2



รูปที่ 5.15 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย

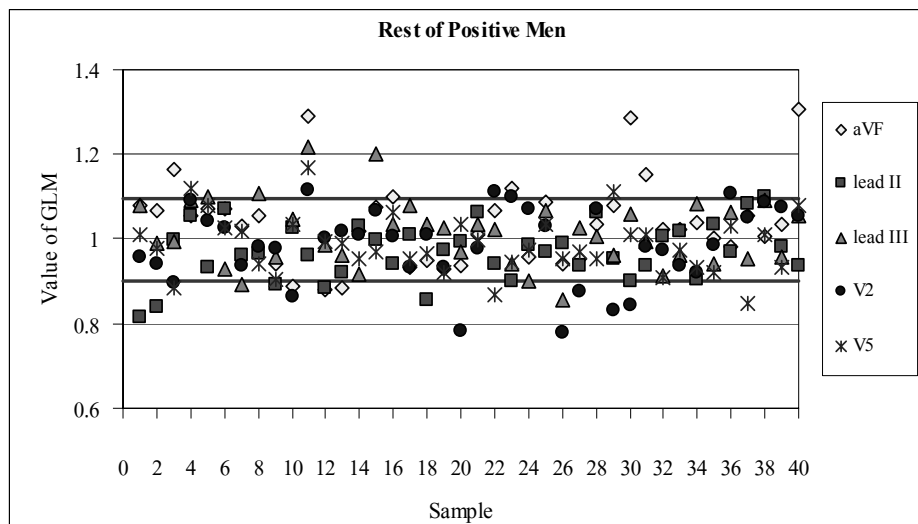
#### 5.4 ผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดในลีดที่สังเกตพบได้ชัดเจน

##### 5.4.1 ผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดในลีดที่สังเกตพบได้ชัดเจนโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่ไม่เป็นโรค

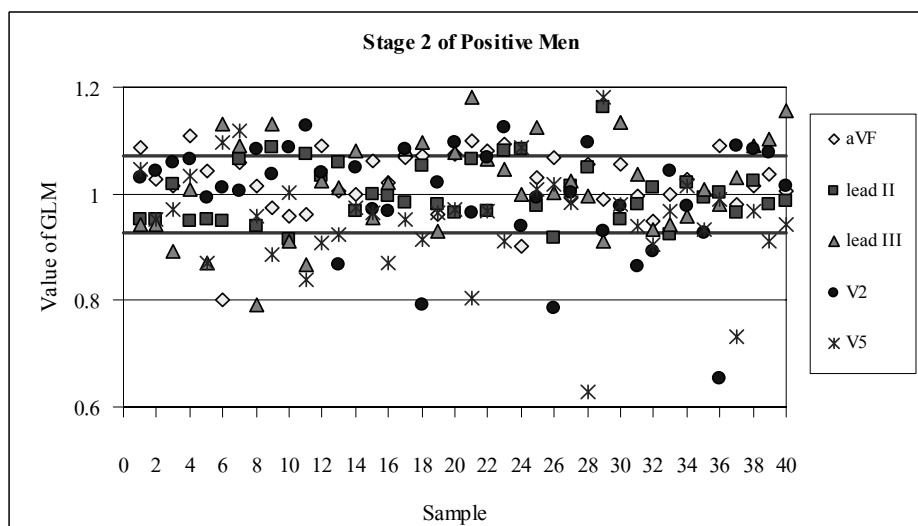
ในงานวิทยานิพนธ์ดังกล่าวนี้ นอกจากแสดงให้เห็นถึงการแปรผันของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะต่างๆของการออกกำลังกายแล้ว จึงต้องมีการนำผลการทดสอบของผู้ที่ไม่เป็นโรคโดยนำค่าขอบเขตที่ได้จากผู้ที่ไม่เป็นโรคทั้งเพศหญิงและเพศชายมาทำการทดสอบในผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดเพื่อให้เห็นผลของการทดสอบได้อย่างสมบูรณ์มากกว่าขึ้น แต่เนื่องจากโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดที่นำมาทดสอบในงานวิทยานิพนธ์นี้นั้น จะสังเกตเห็นค่าความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ในลีดที่สำคัญ 5 ลีดคือ aVF, Lead II, Lead III, V2 และ V5

จากรูปที่ 5.16 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักก่อนออกกำลังกายของเพศชายที่เป็นโรคทั้ง 5 ลีดดังที่กล่าวไว้ข้างต้นมาทดสอบ โดยมีขอบเขตของผู้ที่ไม่เป็นโรคเป็นตัวกำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากรูปจะสังเกตเห็นว่าในระยะพักก่อนการออกกำลังกายนี้มีตัวอย่างที่ 3, 11, 20 และ 26 ที่หลุดออกมานอกขอบเขตอย่างชัดเจนหลายลีด ส่วนในตัวอย่างอื่นๆก็มีหลุดมานอกขอบเขตลีดเดียวหรือไม่หลุดออกมาเลยเช่นดังในตัวอย่าง 32 และ 35 สาเหตุที่การทดสอบของผู้ที่เป็นโรคอยู่ในขอบเขตปกติส่วนใหญ่อาจจะเป็นเพราะมีการทดสอบในระยะพักก่อนการออกกำลังกายของผู้ที่เป็นโรคนั้นยังไม่แสดงผลให้เห็นการทำงานของหัวใจที่มี

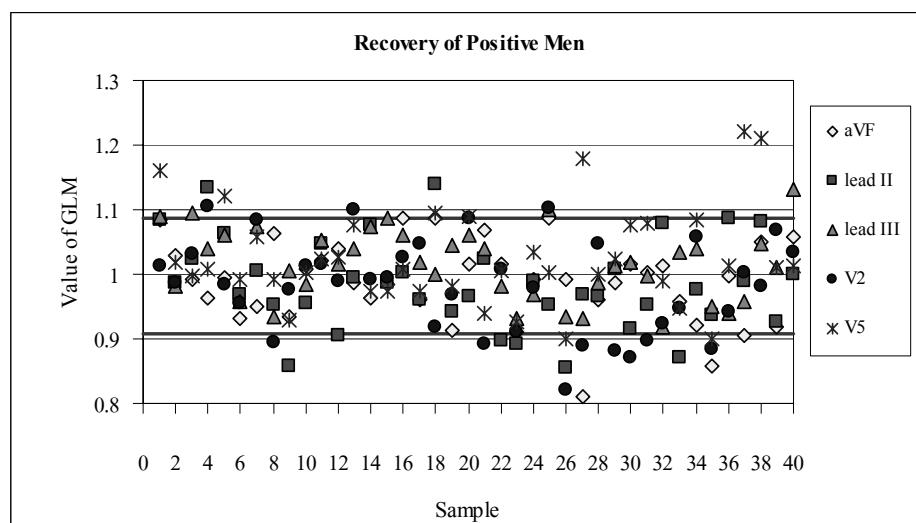
ความผิดปกติอย่างชัดเจนได้ เนื่องจากมีผู้ที่เป็นโรคในขณะที่ปกติไม่ได้ออกกำลังกายนั้นอาการของโรคจะยังไม่แสดงออกให้เห็นชัดเจน



รูปที่ 5.16 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย



รูปที่ 5.17 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในขณะที่ออกกำลังกายระยะที่ 2



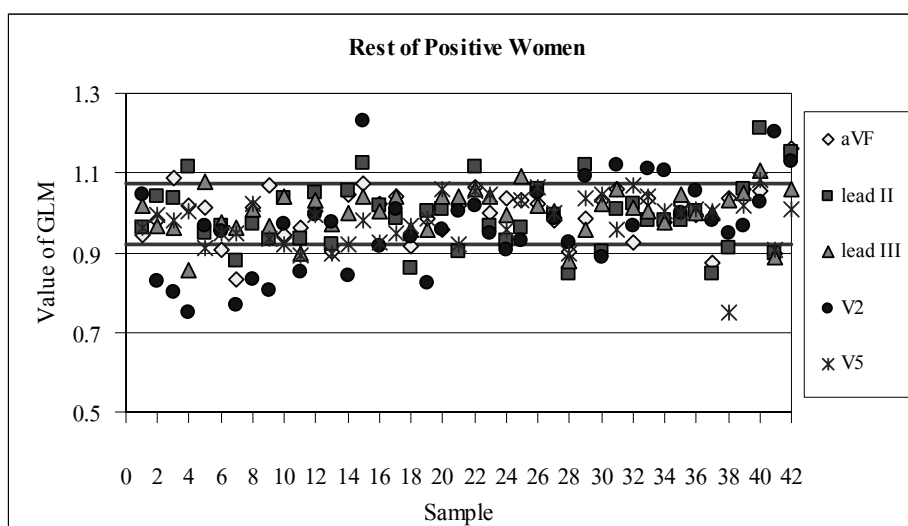
รูปที่ 5.18 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย

จากรูปที่ 5.17 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 ของเพศชายที่เป็นโรคทั้ง 5 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตที่ได้แสดงไว้แล้วข้างต้นเป็นตัวกำหนดการจำแนกดังกล่าวนี้ จากรูปจะสังเกตเห็นว่าตัวอย่างที่นำมาทดสอบส่วนใหญ่ที่มีการหลุดออกนอกขอบเขตที่กำหนดมากขึ้นกว่าในระยะพักก่อนออกกำลังกาย โดยเฉพาะตัวอย่างที่ 6, 11 และ 29 ค่าของ GLM ที่ออกมาจากค่าขอบเขตอย่างชัดเจนหลายลีด ซึ่งทำให้เราสามารถวิเคราะห์ได้จากผลการทดสอบนี้ว่า การออกกำลังกายมีผลที่ทำให้เราเห็นความผิดปกติของโรคได้ชัดเจนขึ้น เนื่องจากการทำงานของหัวใจเพิ่มขึ้น ผู้ที่เป็นโรคจากที่ไม่แสดงผลการทดสอบในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย แต่เมื่อหัวใจทำงานเพิ่มขึ้นในขณะออกกำลังกายนั้น เราจะเห็นผลของโรคได้ชัดเจนขึ้น ดังนั้นผลของการออกกำลังกายจึงมีส่วนช่วยอย่างมากในการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดในผู้ที่ไม่แสดงอาการในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย

จากรูปที่ 5.18 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระยะพักหลังออกกำลังกายของผู้ชายที่เป็นโรคทั้ง 5 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตที่ได้แสดงไว้แล้วข้างต้นเป็นตัวกำหนดการจำแนกดังกล่าวนี้ จากการทดสอบตัวอย่างทั้งหมดดังกล่าวจะเห็นว่าค่าของ GLM มีค่าอยู่นอกขอบเขตที่กำหนดในระยะพักหลังออกกำลังกายมากขึ้นกว่าในระยะพักก่อนออกกำลังกายและขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 โดยตัวอย่างที่ใช้ทดสอบส่วนใหญ่มีค่าอยู่นอกขอบเขตของผู้ที่ไม่เป็นโรคอย่างชัดเจน เนื่องจากเมื่อผู้ทดสอบผ่านการออกกำลังกายมาแล้วก็บ่งบอกถึงหัวใจได้ทำงานหนักผ่านมาแล้วด้วย จึงแสดงผลออกมาทางสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่าหลังจากการทำงานของ

หัวใจแล้วนั้นก็มีผลบ่งบอกว่า เป็นโรคหัวใจขาดเลือดชัดเจนมากขึ้น จึงมีผลทำให้สามารถช่วยในการจำแนกผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดได้อย่างดียิ่งขึ้นอีกด้วย

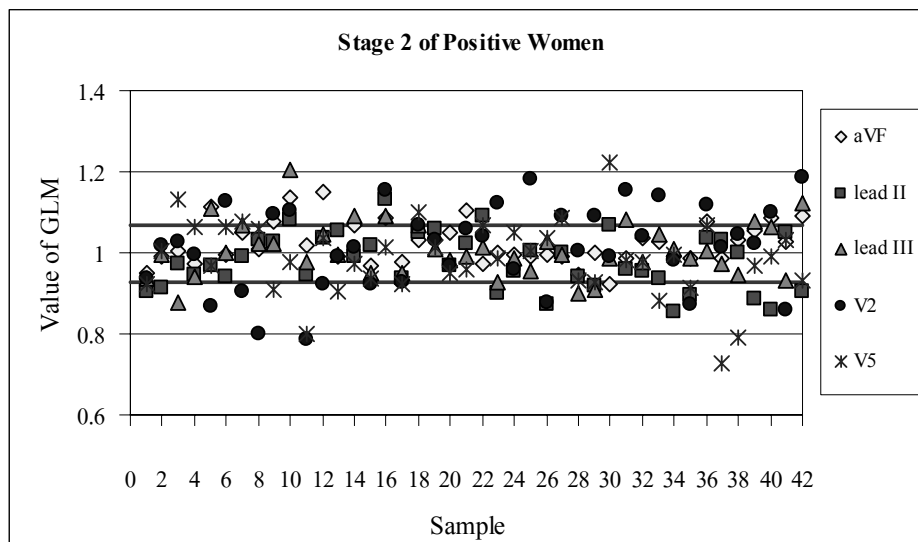
จากรูปที่ 5.19 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกายทั้ง 5 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตของผู้ที่ไม่เป็นโรคเป็นตัวกำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวนี้ จากรูปจะสังเกตเห็นว่าในระยะพักก่อนการออกกำลังกายนี้ส่วนใหญ่จะเห็นค่าของ ในแต่ละตัวอย่างที่นำมาทดสอบมีการหลุดออกนอกขอบเขตที่กำหนดอย่างชัดเจนในเกือบทุกตัวอย่าง ยกเว้นในตัวอย่างที่ 1, 10, 12 และ 39 ที่ยังมีค่าอยู่ในขอบเขตที่กำหนด



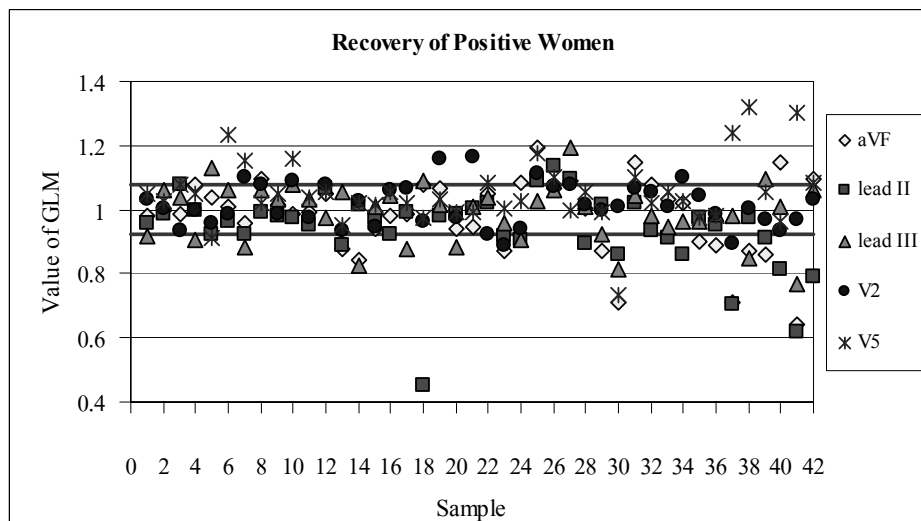
รูปที่ 5.19 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย

จากรูปที่ 5.20 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 ทั้ง 5 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 เป็นตัวกำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าดังกล่าวนี้ จากรูปจะสังเกตเห็นว่าตัวอย่างที่นำมาทดสอบส่วนใหญ่นั้นมีการหลุดออกนอกขอบเขตที่กำหนดมากขึ้นกว่าในระยะพักก่อนออกกำลังกาย ซึ่งทำให้เราสามารถวิเคราะห์ได้จากผลการทดสอบนี้ว่า การออกกำลังกายมีผลที่ทำให้เราเห็นความผิดปกติของโรคได้ชัดเจนขึ้น เนื่องจากการทำงานของหัวใจเพิ่มขึ้น ผู้ที่เป็นโรคจากที่ไม่แสดงผลการทดสอบในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย แต่เมื่อหัวใจทำงานเพิ่มขึ้นในขณะออกกำลังกายนั้น เราจะเห็นผลของโรคได้ชัดเจนขึ้น ดังนั้นผลการออกกำลังกาย

กายจึงมีส่วนช่วยอย่างมากในการจำแนกโรคหัวใจในขาดเลือดในผู้ที่ไม่แสดงอาการในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย



รูปที่ 5.20 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในขณะออกกำลังกาย  
ระยะที่ 2

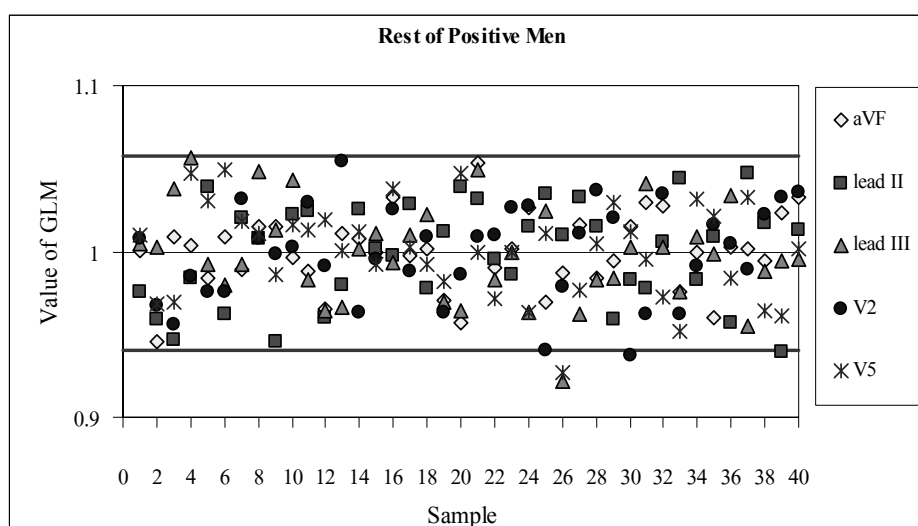


รูปที่ 5.21 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย

จากรูปที่ 5.21 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกายทั้ง 5 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกายเป็นตัวกำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวนี้ จากการทดสอบตัวอย่างทั้งหมดดังกล่าวจะเห็นว่าค่าของ GLM มีค่าอยู่นอกขอบเขตที่กำหนดในระยะพักหลังออกกำลังกายมากกว่าในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย เนื่องจากเมื่อผู้ทดสอบผ่านการออกกำลังกายมาแล้วก็บ่งบอกถึงหัวใจได้ทำงานหนักผ่านมาแล้วด้วย จึงแสดงผลออกมาทางสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่าหลังจากการทำงานของหัวใจแล้วนั้นมีผลต่อโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดที่นำตัวอย่างมาทดสอบ จะทำให้สามารถช่วยในการจำแนกได้ดีและสังเกตเห็นค่าที่อยู่นอกขอบเขตได้อย่างชัดเจนขึ้น

#### 5.4.2 ผลการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดในลีดที่สังเกตพบได้ชัดเจนโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่เป็นโรค

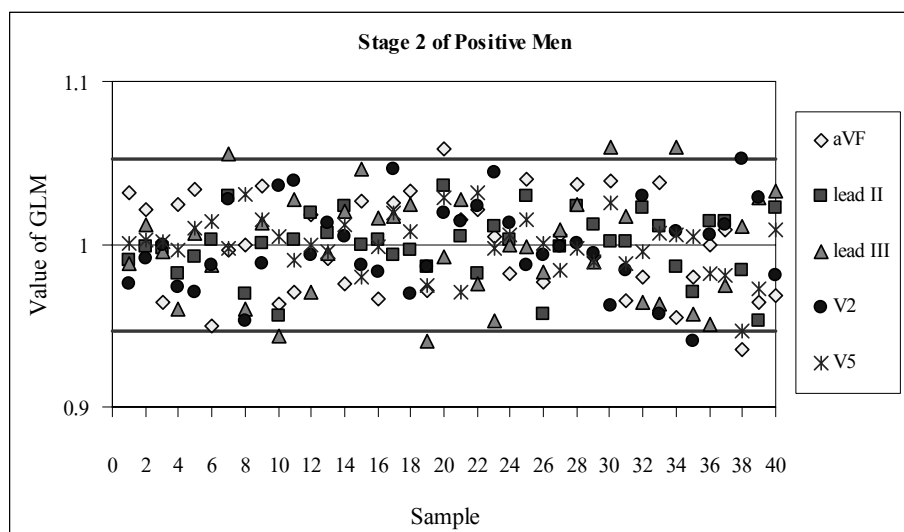
จากรูปที่ 5.22 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกายทั้ง 5 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกายเป็นตัวกำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวนี้ จากการทดสอบตัวอย่างทั้งหมดดังกล่าวจะเห็นว่าค่าของ GLM ส่วนใหญ่มีค่าอยู่ในขอบเขตที่กำหนดในระยะพักก่อนออกกำลังกายบ่งบอกว่าตัวอย่างดังกล่าวนี้เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ยกเว้นตัวอย่างที่ 26 ที่อยู่นอกขอบเขตมา 2 ลีด



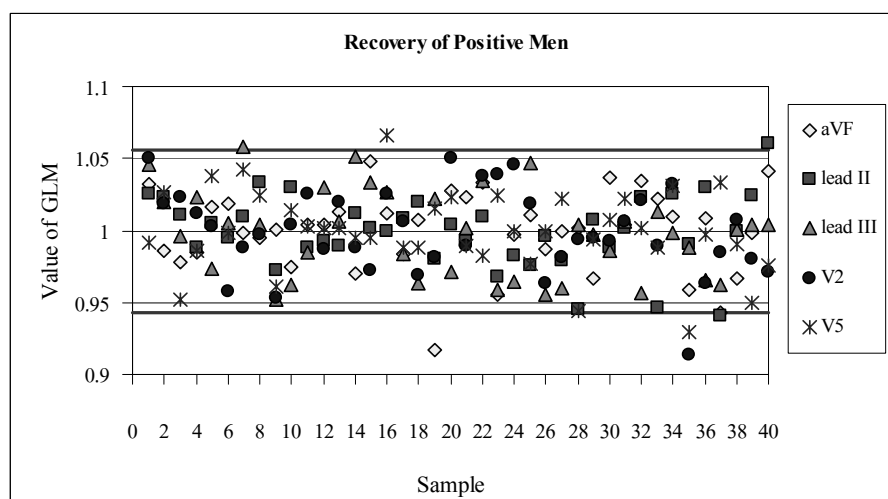
รูปที่ 5.22 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย



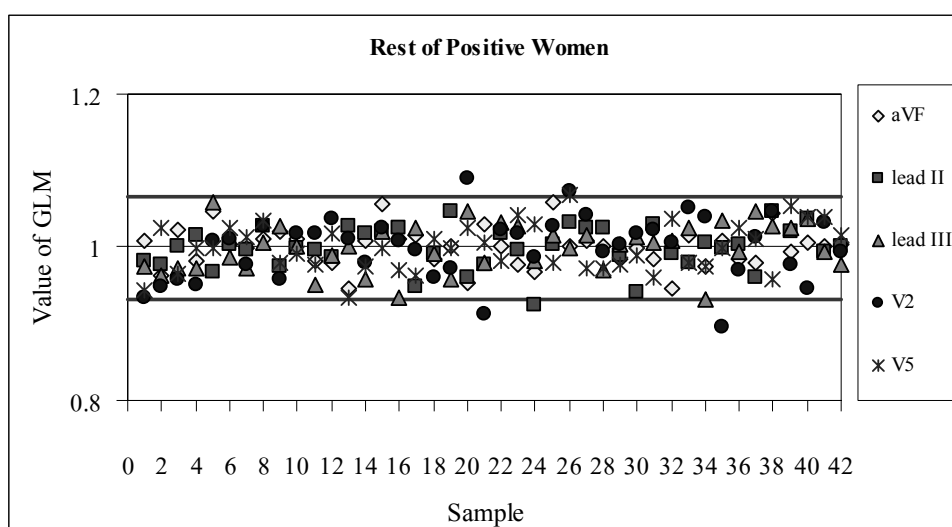
จากรูปที่ 5.23 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 ทั้ง 5 ลีดมาทดสอบ โดยมีขอบเขตของเพศชายที่เป็นโรคในระยะขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 เป็นตัวกำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวนี้ จากนั้นการทดสอบตัวอย่างทั้งหมดดังกล่าวจะเห็นว่าค่าของ GLM ทุกตัวอย่างอยู่นอกค่าขอบเขตน้อยกว่า 2 ลีด ตัวอย่างที่อยู่นอกค่าขอบเขต 1 ลีดคือตัวอย่างที่ 7, 10, 19, 20, 30, 34, 35 และ 38



รูปที่ 5.23 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะขณะออกกำลังกายระยะที่ 2



รูปที่ 5.24 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกาย

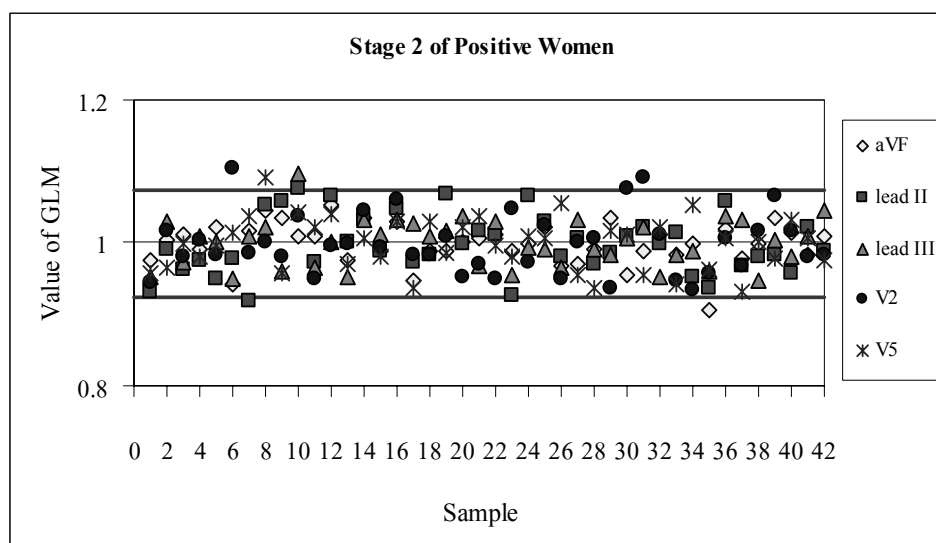


รูปที่ 5.25 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย

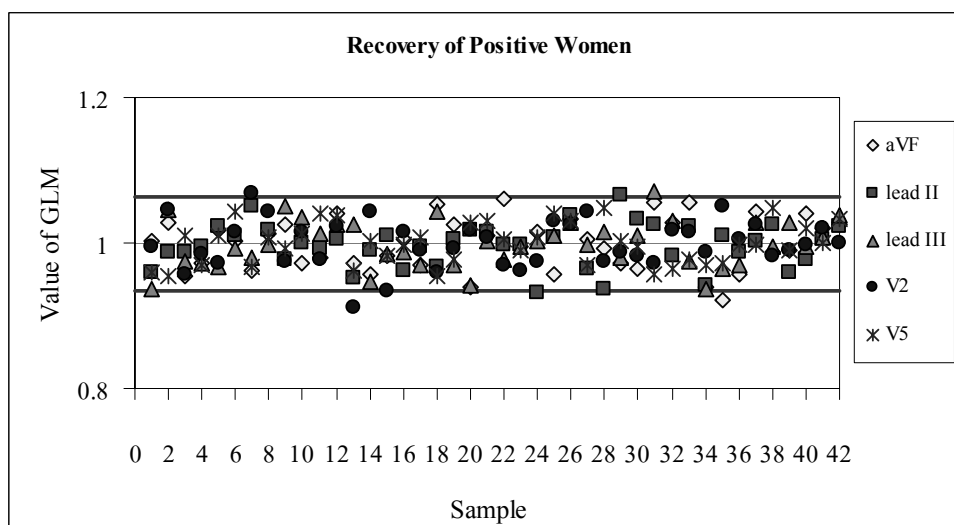
จากรูปที่ 5.24 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกายทั้ง 5 ลีดมาทดสอบ โดยจะมีขอบเขตของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักหลังออกกำลังกายเป็นตัวกำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าวนี้นี้ จากผลของการทดสอบตัวอย่างทั้งหมดดังกล่าวจะเห็นว่าค่าของ GLM ส่วนใหญ่มีค่าอยู่ในขอบเขตที่กำหนดในระยะพักหลังออกกำลังกายบ่งบอกว่าตัวอย่างดังกล่าวนี้เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ยกเว้นตัวอย่างที่ 35 ที่อยู่นอกขอบเขตมา 2 ลีด ตัวอย่างที่อยู่นอกค่าขอบเขต 1 ลีดคือตัวอย่างที่ 16, 19 และ 40 จากการทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคทั้ง 3 ระยะได้ผลการทดสอบดังนี้ ผู้ที่เป็นโรคมีทั้งหมด 37 คนและที่ไม่เป็นโรคมี 3 คนคือตัวอย่างที่ 19, 26 และ 35

จากรูปที่ 5.25 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพักก่อนออกกำลังกาย จะเห็นว่าค่าของ GLM อยู่ในขอบเขตเป็นส่วนใหญ่ นั้นจากรูปที่ 5.26 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 จะเห็นว่าค่าของ GLM อยู่ในขอบเขตเป็นส่วนใหญ่เช่นกัน

จากการทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคทั้ง 3 ระยะในรูปที่ 3.25 ถึง 3.27 ค่าของ GLM ส่วนใหญ่มีค่าอยู่ในขอบเขตที่กำหนดซึ่งบ่งบอกว่าเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ได้ผลการทดสอบดังนี้ ผู้ที่เป็นโรคมีทั้งหมด 41 คนและผู้ที่ไม่เป็นโรคมี 1 คนคือตัวอย่างที่ 35



รูปที่ 5.26 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะขณะออกกำลัง  
กายระยะที่ 2



รูปที่ 5.27 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคในระยะพักหลังออก  
กำลังกาย

นอกจากการทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่เป็นโรคทั้ง 3 ระยะในรูปที่ 3.25 ถึง 3.27 ค่าของ GLM ส่วนใหญ่นั้นมีค่าอยู่ในขอบเขตที่กำหนดมากกว่าการทดสอบที่เกิดในเพศชายทั้ง 3 ระยะ

## 5.5 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

### 5.5.1 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่ไม่เป็นโรค

จากผลการทดสอบในหัวข้อ 5.3.1 และ 5.4.1 เรานำมาแสดงผลของการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ระบุว่าบุคคลนั้นเป็นโรคหรือไม่ โดยในกรณีของผู้ที่ไม่เป็นโรคทั้งเพศชายและเพศหญิง จะใช้วิธีการจำแนกโดยอาศัยขอบเขตของผู้ที่ไม่เป็นโรคมำกำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าว โดยถ้าค่าของ GLM ของตัวอย่างใดที่อยู่นอกขอบเขตที่กำหนดของทั้ง 3 ระยะ ที่ใช้ในการทดสอบคือระยะพักก่อนการออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 และระยะพักหลังการออกกำลังกายมากกว่า 1 ลีด ให้ถือว่าตัวอย่างที่นำมาทดสอบนั้นมีผลการทดสอบที่ผิดปกติ (Positive) ในลักษณะเดียวกันถ้าค่าของ GLM ในลีดใดของตัวอย่างใดที่อยู่ในขอบเขตที่กำหนดมากกว่า 1 ลีดของทั้ง 3 ระยะ ที่ใช้ในการทดสอบคือระยะพักก่อนการออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 และระยะพักหลังการออกกำลังกาย ให้ถือว่าตัวอย่างที่นำมาทดสอบนั้นมีผลการทดสอบที่ปกติ (Negative)

จากตารางที่ 5.5 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรค โดยในกรณีของเพศชายที่นำมาทดสอบมีจำนวน 104 คน แบ่งเป็นผู้ที่ไม่เป็นโรคจำนวน 64 คน ผู้ที่เป็นโรคจำนวน 40 คน จากนั้นแสดงผลการทดสอบด้วยวิธีใช้ค่าของ GLM มาทดสอบปรากฏว่าผลการทดสอบมีดังนี้คือ ผลการทดสอบปกติในเพศชายที่เป็นโรคจำนวน 3 คน ผลการทดสอบปกติในเพศชายที่ไม่เป็นโรคจำนวน 56 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศชายที่เป็นโรคจำนวน 37 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศชายที่ไม่เป็นโรคจำนวน 8 คน ส่วนกรณีของเพศหญิงที่นำมาทดสอบมีจำนวน 96 คน แบ่งเป็นผู้ที่ไม่เป็นโรคจำนวน 54 คน ผู้ที่เป็นโรคจำนวน 42 คน จากนั้นแสดงผลการทดสอบด้วยวิธีใช้ค่าของ GLM มาทดสอบ ปรากฏว่าผลการทดสอบมีดังนี้คือ ผลการทดสอบปกติในเพศหญิงที่เป็นโรคจำนวน 1 คน ผลการทดสอบปกติในเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคจำนวน 49 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศหญิงที่เป็นโรคจำนวน 41 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคจำนวน 5 คน

ตารางที่ 5.5 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรค

		Disease			
		เป็นโรคชาย	ไม่เป็นโรคชาย	เป็นโรคหญิง	ไม่เป็นโรคหญิง
Test	ผิดปกติ	37	8	41	5
	ปกติ	3	56	1	49
	รวม	40	64	42	54

ตารางที่ 5.6 ผลการทดสอบค่าปกติและผิดปกติโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรค

เพศ	True Positive Rate	True Negative Rate	False Positive Rate	False Negative Rate
ชาย	0.925	0.875	0.125	0.075
หญิง	0.9762	0.9074	0.0926	0.0238

ตารางที่ 5.7 ค่าทางชีวสถิติของการทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรค

เพศ	Sensitivity(%)	Specificity (%)	Accuracy (%)	LR+	LR-
ชาย	92.5	87.5	89.42	7.4	0.0857
หญิง	97.62	90.74	93.75	10.54	0.0262

จากตารางที่ 5.6 ผลการทดสอบค่าปกติและผิดปกติโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรคของทั้งเพศชายและเพศหญิงโดยมีค่าต่างๆดังนี้คือ ในกรณีของเพศชายอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.925 อัตราความปกติจริงมีค่า 0.875 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.125 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.075 ส่วนกรณีของเพศหญิงอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.9762 อัตราความปกติจริงมีค่า 0.9074 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.0926 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.0238

จากตารางที่ 5.7 ค่าทางชีวสถิติของการทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรคของทั้งเพศชายและเพศหญิงอันประกอบด้วย ค่าความไว (Sensitivity) ค่าความจำเพาะ (Specificity) ค่าความถูกต้อง (Accuracy) ค่า Likelihood ratio ของการทดสอบที่ปกติ (LR+) และค่า Likelihood ratio ของการทดสอบที่ผิดปกติ (LR-) ให้ผลการทดสอบดังนี้ ในกรณีเพศชายค่าความไวมีค่า 92.5 % ค่าความจำเพาะมีค่า 87.5 % ค่าความถูกต้องมีค่า 89.42 % ค่า LR+ มีค่า 7.4 และค่า LR- มีค่า 0.0857 ส่วนกรณีเพศหญิงค่าความไวมีค่า 97.62 % ค่าความจำเพาะมีค่า 90.74 % ค่าความถูกต้องมีค่า 93.75 % ค่า LR+ มีค่า 10.54 และค่า LR- มีค่า 0.0262

### 5.5.2 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้ค่า $\beta$ จากผู้ที่เป็นโรค

จากผลการทดสอบในหัวข้อ 5.3.2 และ 5.4.2 เรานำมาแสดงผลของการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ระบุว่าบุคคลนั้นเป็นโรคหรือไม่ จะใช้วิธีการจำแนกโดยอาศัยขอบเขตของผู้ที่เป็นโรคมำหนดการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังกล่าว โดยถ้ำค่าของ GLM ของ

ตัวอย่างใดที่อยู่ในขอบเขตที่กำหนดของทั้ง 3 ระยะ ที่ใช้ในการทดสอบคือระยะพักก่อนการออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 และระยะพักหลังการออกกำลังกายมากกว่า 1 ลีด ให้ถือว่าตัวอย่างที่นำมาทดสอบนั้นมีผลการทดสอบที่ผิดปกติ (Positive) ในลักษณะเดียวกันถ้าค่าของ GLM ในลีดใดของตัวอย่างใดที่อยู่นอกขอบเขตที่กำหนดมากกว่า 1 ลีดของทั้ง 3 ระยะ ที่ใช้ในการทดสอบคือระยะพักก่อนการออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 และระยะพักหลังการออกกำลังกาย ให้ถือว่าตัวอย่างที่นำมาทดสอบนั้นมีผลการทดสอบที่ปกติ (Negative)

โดยในกรณีของเพศชายที่นำมาทดสอบมีจำนวน 104 คน แบ่งเป็นผู้ที่ไม่เป็นโรคจำนวน 64 คน ผู้ที่เป็นโรคจำนวน 40 คน ผลการทดสอบปกติในเพศชายที่เป็นโรคจำนวน 3 คน ผลการทดสอบปกติในเพศชายที่ไม่เป็นโรคจำนวน 64 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศชายที่เป็นโรคจำนวน 37 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศชายที่ไม่เป็นโรคจำนวน 0 คน ส่วนกรณีของเพศหญิงที่นำมาทดสอบมีจำนวน 96 คน แบ่งเป็นผู้ที่ไม่เป็นโรคจำนวน 54 คน ผู้ที่เป็นโรคจำนวน 42 คน ผลการทดสอบปกติในเพศหญิงที่เป็นโรคจำนวน 1 คน ผลการทดสอบปกติในเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคจำนวน 52 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศหญิงที่เป็นโรคจำนวน 41 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคจำนวน 2 คน ดังแสดงในตารางที่ 5.8

จากตารางที่ 5.9 ผลการทดสอบค่าปกติและผิดปกติโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่เป็นโรคของทั้งเพศชายและเพศหญิงโดยมีค่าต่างๆดังนี้คือ ในกรณีของเพศชายอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.9250 อัตราความปกติจริงมีค่า 1 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.0750 ส่วนกรณีของเพศหญิงอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.9762 อัตราความปกติจริงมีค่า 0.9630 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.0370 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.023

ตารางที่ 5.8 ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่เป็นโรค

		Disease			
		เป็นโรคชาย	ไม่เป็นโรคชาย	เป็นโรคหญิง	ไม่เป็นโรคหญิง
Test	ผิดปกติ	37	0	41	2
	ปกติ	3	64	1	52
	รวม	40	64	42	54

ตารางที่ 5.9 ผลการทดสอบค่าปกติและผิดปกติโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่เป็นโรค

เพศ	True Positive Rate	True Negative Rate	False Positive Rate	False Negative Rate
ชาย	0.925	1	0	0.0750

หญิง	0.9762	0.9630	0.0370	0.0238	
------	--------	--------	--------	--------	--

ตารางที่ 5.10 ค่าทางชีวสถิติของการทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่าβ จากผู้ที่  
เป็นโรค

เพศ	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)	LR+	LR-
ชาย	92.50	100	97.12	∞	0.0750
หญิง	97.62	96.30	96.88	26.3838	0.0247

จากตารางที่ 5.10 ค่าทางชีวสถิติของการทดสอบจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่าβ จากผู้ที่เป็นโรคของทั้งเพศชายและเพศหญิงอันประกอบด้วย ค่าความไว (Sensitivity) ค่าความจำเพาะ (Specificity) ค่าความถูกต้อง (Accuracy) ค่า Likelihood ratio ของการทดสอบที่ปกติ (LR+) และค่า Likelihood ratio ของการทดสอบที่ผิดปกติ (LR-) ให้ผลการทดสอบดังนี้ ในกรณีเพศชายค่าความไวมีค่า 92.5 % ค่าความจำเพาะมีค่า 100 % ค่าความถูกต้องมีค่า 97.12 % ค่า LR+ มีค่า ∞ และค่า LR- มีค่า 0.0750 ส่วนกรณีเพศหญิงค่าความไวมีค่า 97.62 % ค่าความจำเพาะมีค่า 96.30 % ค่าความถูกต้องมีค่า 96.88 % ค่า LR+ มีค่า 26.3838 และค่า LR- มีค่า 0.0247

เนื่องจากในการทดสอบโดยใช้ค่าβ ของผู้ที่เป็นโรคเพียง 5 ลีด ค่าของผลทดสอบของผู้ที่ไม่เป็นโรคจึงมีค่าสูงกว่าการทดสอบของการใช้ค่าβ ของผู้ที่ไม่เป็นโรคที่ใช้ทั้ง 12 ลีด แต่มีส่วนของผู้ที่เป็นโรคนั้นให้ผลการทดสอบเหมือนกับการใช้ค่าβ ของผู้ที่ไม่เป็นโรค

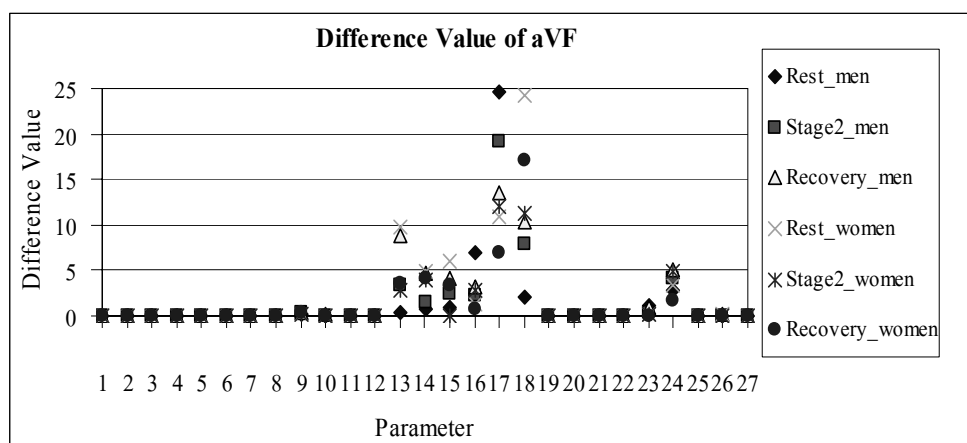
## 5.6 พิจารณาค่าผลต่างของพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

เนื่องจากวิทยานิพนธ์นี้ทำการจำแนกโรคหัวใจเพียงโรคเดียวคือโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดด้วยวิธี Generalized Linear Model ซึ่งให้ค่าในการทดสอบออกมาค่าเดียวแล้วนำมาจำแนกโรคดังกล่าว แต่สิ่งหนึ่งที่สำคัญคือพารามิเตอร์ตัวใดบ้างของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่มีผลต่อการทดสอบ การที่ทราบถึงผลต่างของพารามิเตอร์ตัวใดในลีดที่สำคัญของแต่ละโรคจะทำให้สามารถจำแนกโรคหัวใจชนิดต่างๆได้สำหรับการศึกษาวิจัยในอนาคต

อีกสิ่งหนึ่งที่มีความสำคัญในกรณีที่ต้องจำแนกโรคต่างๆของหัวใจคือการหาเปอร์เซ็นต์การยอมรับ ซึ่งถ้าทำการเก็บข้อมูลมากพอจะทำให้สามารถบอกได้ว่าวิธีที่เลือกใช้นั้นมีความน่าเชื่อถือมากน้อยเพียงใด ซึ่งจะมีผลกับการยอมรับในการนำไปใช้ด้านการแพทย์ที่น่าเชื่อถือมากขึ้น

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดจะสังเกตเห็นได้ชัดในลีด aVF, Lead II, Lead III, V2, V5 ดังนั้นจะพิจารณาผลต่างของพารามิเตอร์ในลีด aVF, Lead II, Lead III, V2, V5 โดยใช้ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของแต่ละกลุ่มมาหาค่าผลต่างคือ กลุ่มของเพศชายที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคทั้ง 3 ระยะในการทดสอบคือระยะพักก่อนการออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกาย ระยะที่ 2 และระยะพักหลังการออกกำลังกาย กลุ่มของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคทั้ง 3 ระยะ เช่นเดียวกับเพศชาย (รายละเอียดของตารางค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละกลุ่ม รวมทั้งผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของพารามิเตอร์ต่างๆในผู้ที่ไม่เป็นโรคกับผู้ที่เป็โรคแสดงในภาคผนวก ญ)

ในการแสดงผลต่างของค่าเฉลี่ยเลขคณิตและความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยเลขคณิต พร้อมทั้งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละลีดนั้น แกน y แสดงผลต่างของค่าเฉลี่ยเลขคณิตทั้ง 3 ระยะที่ใช้ทดสอบ แกน x แสดงพารามิเตอร์แต่ละตัวของแบบจำลองเตหราน-โคโรดิงนี้ พารามิเตอร์ตัวที่ 1-6 แทนพารามิเตอร์  $w_p, w_q, w_r, w_s, w_t, w_u$  พารามิเตอร์ตัวที่ 7-12 แทนพารามิเตอร์  $h_p, h_q, h_r, h_s, h_t, h_u$  พารามิเตอร์ตัวที่ 13- 18 แทนพารามิเตอร์  $r_p, r_q, r_r, r_s, r_t, r_u$  พารามิเตอร์ตัวที่ 19- 27 แทนพารามิเตอร์  $PR, QT, dTU, \Phi_r, \Phi_s, \Phi_t, k_1, s, e$

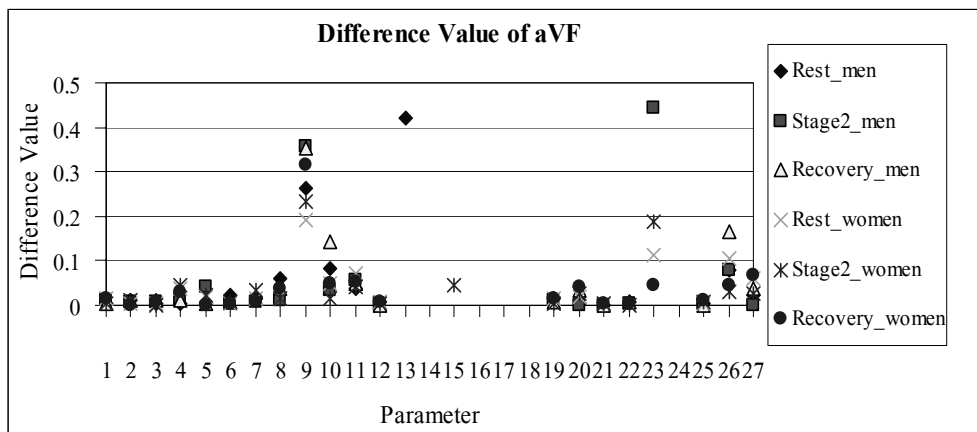


รูปที่ 5.28 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด aVF

จากรูปที่ 5.28 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด aVF จะเห็นว่าค่าผลต่างที่มีค่ามากชัดเจนในพารามิเตอร์  $r_p, r_q, r_r, r_s, r_t, r_u, \Phi_s, \Phi_t$  และจากรูปที่ 5.29 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5

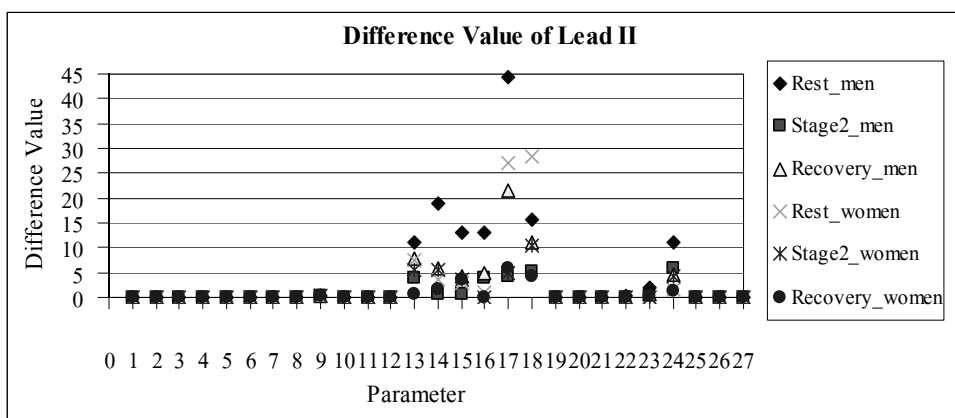


ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด aVF จะเห็นได้ว่าค่าผลต่างในช่วงนี้ที่มากกว่า 0.05 เพิ่มเติมจากรูปที่ 5.28 คือพารามิเตอร์  $w_s, w_t, h_q, h_r, h_s, h_t, QT, s, e$

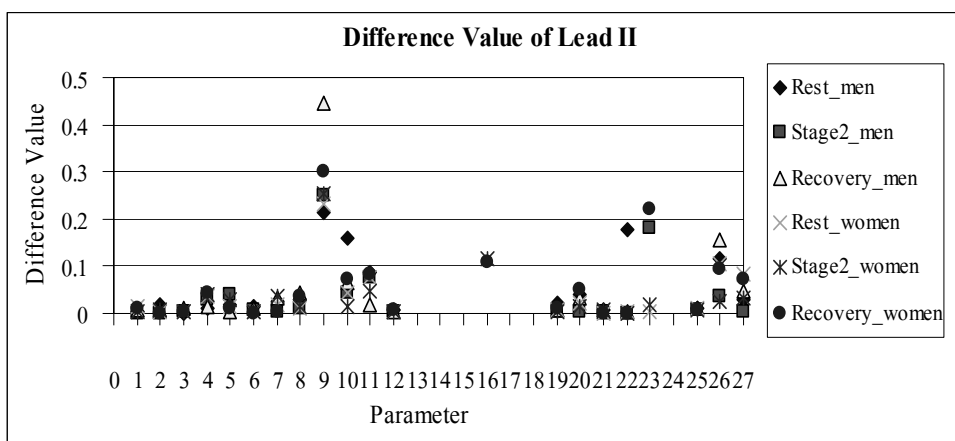


รูปที่ 5.29 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด aVF

จากรูปที่ 5.30 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead II จะเห็นค่าผลต่างที่มีค่ามากชัดเจนในพารามิเตอร์  $r_p, r_q, r_r, r_s, r_t, r_u, \Phi_s, \Phi_t$  และจากรูปที่ 5.31 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead II จะเห็นได้ว่าค่าของผลต่างในช่วงนี้ที่มากกว่า 0.05 เพิ่มเติมจากรูปที่ 5.30 คือพารามิเตอร์  $w_s, w_t, h_p, h_q, h_r, h_s, h_t, QT, \Phi_r, s, e$

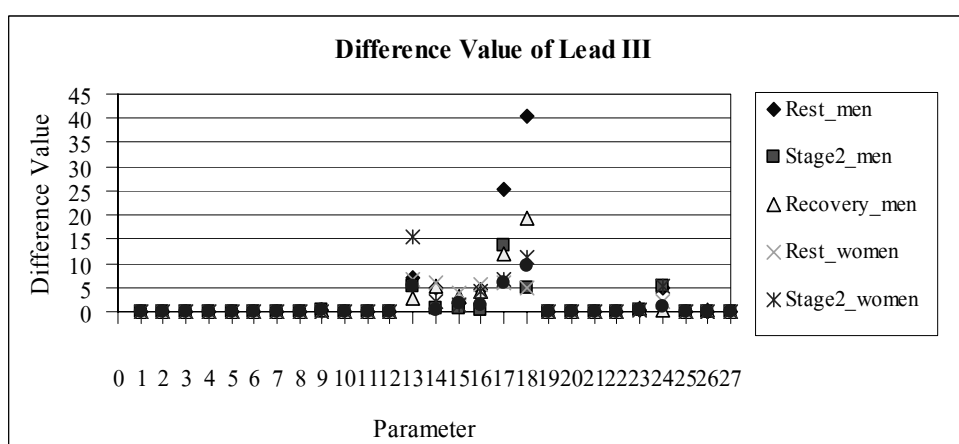


รูปที่ 5.30 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead II

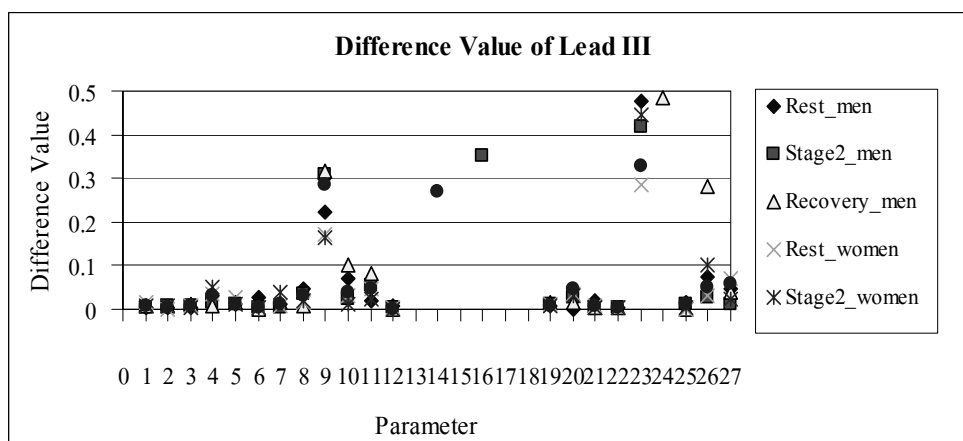


รูปที่ 5.31 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead II

จากรูปที่ 5.32 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead III จะเห็นค่าผลต่างที่มีค่ามากชัดเจนในพารามิเตอร์  $r_p$ ,  $r_q$ ,  $r_r$ ,  $r_s$ ,  $r_t$ ,  $r_u$ ,  $\Phi_t$  และจากรูปที่ 5.33 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead III จะเห็นว่าค่าผลต่างในช่วงนี้ที่มากกว่า 0.05 เพิ่มเติมจากรูปที่ 5.32 คือพารามิเตอร์  $w_s$ ,  $h_p$ ,  $h_q$ ,  $h_r$ ,  $h_s$ ,  $h_t$ ,  $QT$ ,  $\Phi_s$ ,  $s$ ,  $e$

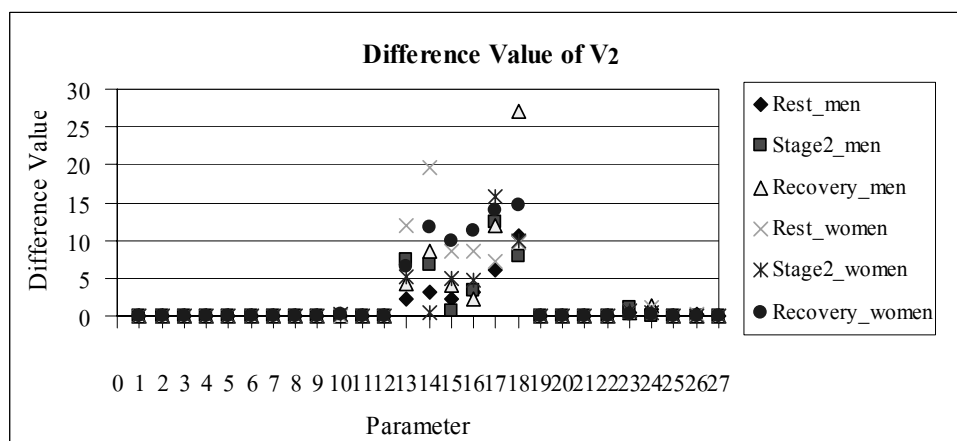


รูปที่ 5.32 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead III

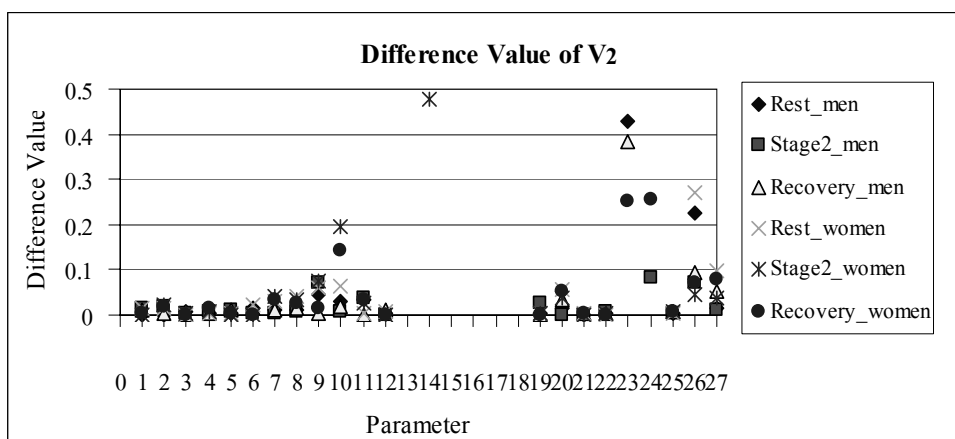


รูปที่ 5.33 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะใน Lead III

จากรูปที่ 5.34 ผลต่างที่ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด V2 จะเห็นได้ว่าค่าผลต่างที่มีค่ามากชัดเจนในพารามิเตอร์  $r_p$ ,  $r_q$ ,  $r_r$ ,  $r_s$ ,  $r_t$ ,  $r_u$ ,  $\Phi_s$ ,  $\Phi_t$  และจากรูปที่ 5.35 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด V2 จะเห็นได้ว่าค่าผลต่างในช่วงนี้ที่มากกว่า 0.05 เพิ่มเติมจากรูปที่ 5.34 คือพารามิเตอร์  $h_p$ ,  $h_q$ ,  $h_r$ ,  $h_s$ ,  $h_t$ , QT, s, e

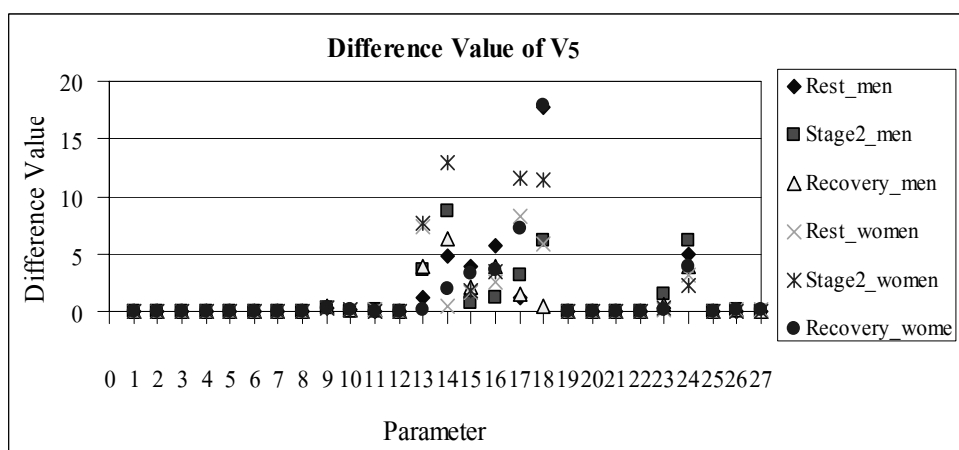


รูปที่ 5.34 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด V2

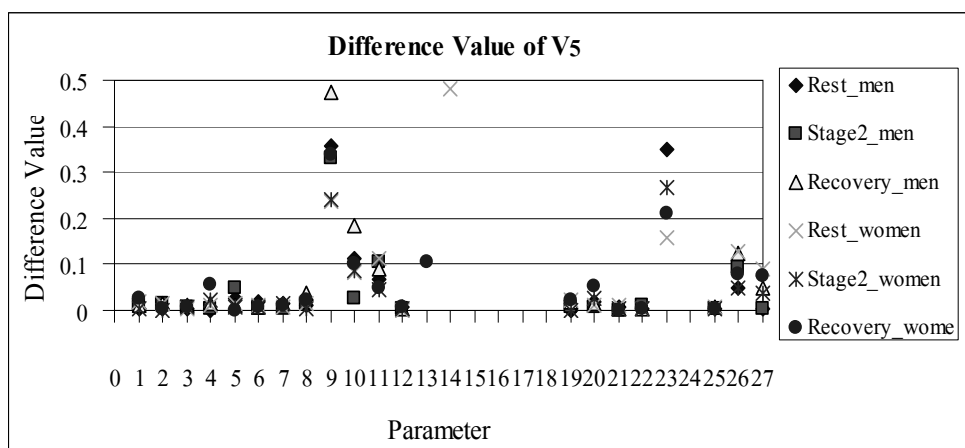


รูปที่ 5.35 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในสัปดาห์ V2

จากรูปที่ 5.36 ผลต่างที่ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในสัปดาห์ V5 จะเห็นค่าผลต่างที่มีค่ามากชัดเจนในพารามิเตอร์  $r_p$ ,  $r_q$ ,  $r_r$ ,  $r_s$ ,  $r_t$ ,  $r_u$ ,  $\Phi_s$ ,  $\Phi_t$  และจากรูปที่ 5.37 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในสัปดาห์ V5 จะเห็นว่าค่าผลต่างในช่วงนี้ที่มากกว่า 0.05 เพิ่มเติมจากรูปที่ 5.36 คือพารามิเตอร์  $w_s$ ,  $w_t$ ,  $h_p$ ,  $h_q$ ,  $h_r$ ,  $h_s$ ,  $h_t$ ,  $QT$ ,  $s$ ,  $e$

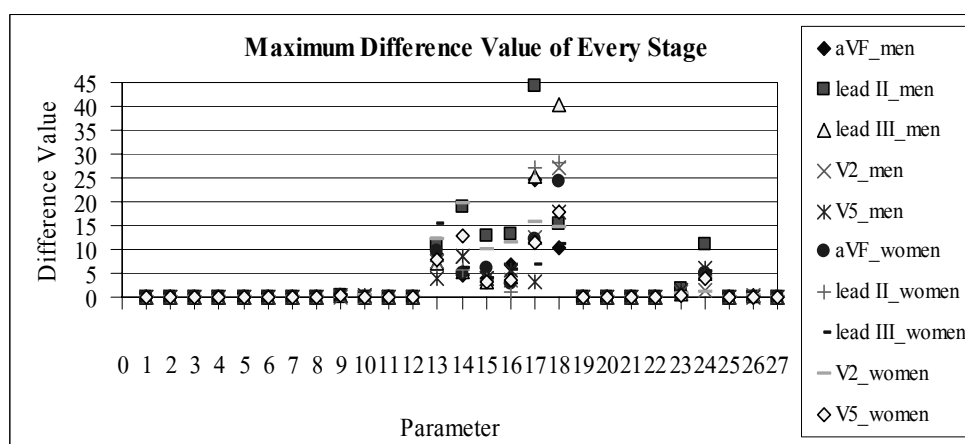


รูปที่ 5.36 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในสัปดาห์ V5

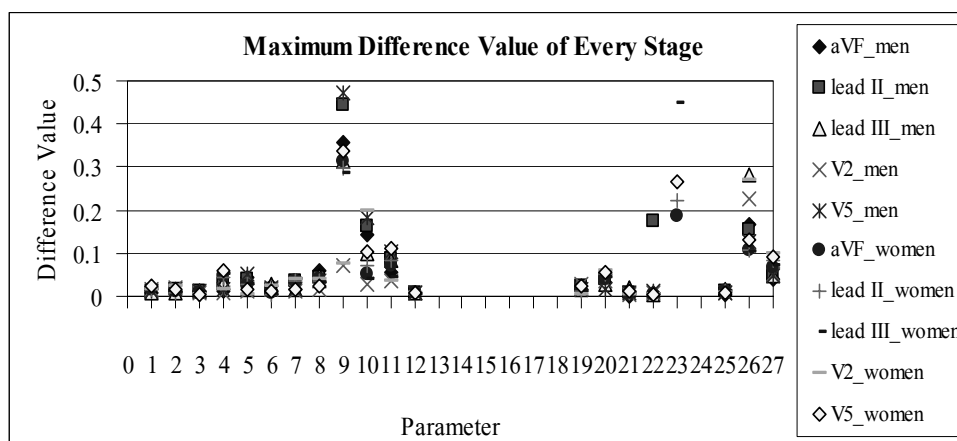


รูปที่ 5.37 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงทั้ง 3 ระยะในลีด V5

เพื่อให้เห็นภาพรวมของผลต่างจึงได้นำค่าผลต่างสูงสุดของทั้ง 3 ระยะของค่าเฉลี่ยเลขคณิตในแต่ละลีดมาทดสอบเพื่อดูผลต่างสูงสุดที่เกิดขึ้น จากรูปที่ 5.38 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตสูงสุดของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงในทุกลีด จะเห็นค่าผลต่างที่มีค่ามากชัดเจนในพารามิเตอร์  $r_p$ ,  $r_q$ ,  $r_r$ ,  $r_s$ ,  $r_t$ ,  $r_u$ ,  $\Phi_s$ ,  $\Phi_t$  และจากรูปที่ 5.39 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตสูงสุดของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงในทุกลีด จะเห็นว่าค่าผลต่างในช่วงนี้ที่มากกว่า 0.05 เพิ่มเติมจากรูปที่ 5.38 คือพารามิเตอร์  $w_s$ ,  $w_t$ ,  $h_p$ ,  $h_q$ ,  $h_r$ ,  $h_s$ ,  $h_t$ ,  $QT$ ,  $\Phi_r$ ,  $s$ ,  $e$



รูปที่ 5.38 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตสูงสุดของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในเพศชายและเพศหญิงในทุกลีด



รูปที่ 5.39 ผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตสูงสุดของผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคในช่วง 0 ถึง 0.5 ของเพศชายและเพศหญิงในทุกลิค

## 5.7 สรุป

ในบทนี้จะแสดงการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ค่า GLM ทั้ง 3 ระยะในการทดสอบคือระยะพักก่อนการออกกำลังกาย ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 และระยะพักหลังการออกกำลังกายกับผู้ที่ เป็นโรคและผู้ที่ไม่เป็นโรค โดยในกรณีของเพศชายที่นำมาทดสอบมีจำนวน 104 คน แบ่งเป็นผู้ที่ไม่เป็นโรคจำนวน 64 คน ผู้ที่เป็นโรคจำนวน 40 คน เพศหญิงที่นำมาทดสอบมีจำนวน 96 คน แบ่งเป็นผู้ที่ไม่เป็นโรคจำนวน 54 คน ผู้ที่เป็นโรคจำนวน 42 คน โดยมีผลการทดสอบด้วยค่าทางชีวสถิติดังนี้

ผลของการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรค ใช้ในการจำแนกผู้ที่ไม่เป็นโรคเนื่องจากมีค่า  $\beta$  ที่ใช้ในการทดสอบทั้ง 12 ลิค ได้ผลทดสอบดังนี้ ผลการทดสอบปกติในเพศชายที่ไม่เป็นโรคจำนวน 56 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศชายที่ไม่เป็นโรคจำนวน 8 คน ผลการทดสอบปกติในเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคจำนวน 49 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศหญิงที่ไม่เป็นโรคจำนวน 5 คน ส่วนผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่เป็นโรค ซึ่งใช้ในการจำแนกผู้ที่เป็นโรคเนื่องจากมีค่า  $\beta$  ที่ใช้ในการทดสอบ 5 ลิคที่สำคัญสำหรับโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด ผลการทดสอบปกติในเพศชายที่เป็นโรคจำนวน 3 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศชายที่เป็นโรคจำนวน 37 คน ผลการทดสอบปกติในเพศหญิงที่เป็นโรคจำนวน 1 คน ผลการทดสอบผิดปกติในเพศหญิงที่เป็นโรคจำนวน 41 คน จึงได้ผลการทดสอบค่าปกติและผิดปกติของทั้งเพศชายและเพศหญิงโดยมีค่าต่างๆดังนี้คือ ซึ่งในกรณีของเพศชายอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.925

อัตราความปกติจริงมีค่า 0.875 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.125 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.075 ส่วนกรณีของเพศหญิงอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.9762 อัตราความปกติจริงมีค่า 0.9074 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.0926 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.0238

ค่าทางชีวสถิติการทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทั้งเพศชายและเพศหญิง ที่ซึ่งประกอบด้วย ค่าความไว (Sensitivity) ค่าความจำเพาะ (Specificity) ค่าความถูกต้อง (Accuracy) ค่า Likelihood ratio ของการทดสอบที่ปกติ (LR+) และค่า Likelihood ratio ของการทดสอบที่ผิดปกติ (LR-) ให้ผลการทดสอบดังนี้ ในกรณีเพศชายค่าความไวมีค่า 92.5 % ค่าความจำเพาะมีค่า 87.5 % ค่าความถูกต้องมีค่า 89.42 % ค่า LR+ มีค่า 7.4 และค่า LR- มีค่า 0.0857 ส่วนกรณีเพศหญิงค่าความไวมีค่า 97.62 % ค่าความจำเพาะมีค่า 90.74 % ค่าความถูกต้องมีค่า 93.75 % ค่า LR+ มีค่า 10.54 และค่า LR- มีค่า 0.0262

ผลต่างสูงสุดของทั้ง 3 ระยะของค่าเฉลี่ยเลขคณิตที่บ่งบอกให้ทราบว่าพารามิเตอร์ตัวใดมีผลต่อการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด จากผลการทดสอบจะเห็นว่าพารามิเตอร์ดังต่อไปนี้ที่มีผลต่อการจำแนกโรคดังกล่าว ค่าผลต่างที่มีค่ามากชัดเจนในพารามิเตอร์  $r_p, r_q, r_r, r_s, r_t, r_u, \Phi_s, \Phi_t$  และค่าผลต่างที่มีค่ามากกว่า 0.05 คือพารามิเตอร์  $w_s, w_t, h_p, h_q, h_r, h_s, h_t, QT, \Phi_r, s, e$  จากผลการทดสอบดังกล่าวค่าของพารามิเตอร์ที่เกี่ยวกับคลื่น Q, R, S และ T จะมีผลต่อการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

## บทที่ 6

### สรุปผลและข้อเสนอแนะ

#### 6.1 สรุปผล

ในงานวิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ผลการทดสอบสมรรถภาพของหัวใจขณะออกกำลังกายด้วยเครื่องออกกำลังกายแบบสายพาน โดยทำการแบ่งกลุ่มของผู้ที่ไม่เป็นโรคและผู้ที่เป็นหัวใจขาดเลือด ผู้ชายจำนวน 104 คน และผู้หญิงจำนวน 96 คน มาพิจารณาการแปรผันของค่าพารามิเตอร์ในแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ชื่อว่าสูตรเทหะราน-โคโร ซึ่งประกอบด้วยพารามิเตอร์ทั้งหมด 32 พารามิเตอร์ โดยวิเคราะห์ทั้ง 3 ระยะคือ ระยะพักก่อนออกกำลังกาย ขณะการออกกำลังกายระยะที่ 2 และระยะพักหลังออกกำลังกาย แล้วใช้การประมาณค่าในช่วงกำลังสาม ในการประมาณเส้นฐานโดยใช้เส้นโค้งกำลังสามและวิธีการค้นหาแบบตาบุงเชิงปรับตัวมาหาค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการ จากนั้นนำค่าพารามิเตอร์ที่ได้นำมาจำแนกความผิดปกติของโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดด้วยวิธี Generalized Linear Model เพื่อนำผลที่ได้นั้นมาทำการวิเคราะห์โดยหลักการทางชีวสถิติ

ในบทที่ 1 ของวิทยานิพนธ์นี้ได้กล่าวถึงความสำคัญของปัญหา คือ การวิเคราะห์ผลที่ได้ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแสดงให้เห็นถึงการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนต่างๆ โดยทั่วไปเมื่อพบความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวินิจฉัยอาการของโรคจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นทำได้โดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นผู้ทำการวินิจฉัยโรค ได้มีการนำคอมพิวเตอร์มาใช้ในการวิเคราะห์หาอาการผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนในบทที่ 2 ของวิทยานิพนธ์กล่าวถึง คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก โดยทั่วไปการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพียงอย่างเดียวจะไม่สามารถบ่งบอกความผิดปกติได้อย่างชัดเจน ในโรคเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือดได้มีการนำเอาวิธีการทดสอบสมรรถภาพหัวใจด้วยการออกกำลังกาย (Exercise Stress Test) มาช่วยในการวินิจฉัยโรค โดยใช้ผลการทดลองของเครื่องออกกำลังกายแบบสายพาน ซึ่งช่วยวินิจฉัยโรคหัวใจขาดเลือดได้อย่างแม่นยำขึ้น การทดสอบสมรรถภาพหัวใจด้วยการออกกำลังกายนี้ จะทำให้สามารถจำแนกความผิดปกติของหัวใจและหลอดเลือด เพื่อจะได้ทำการรักษาอย่างทันทั่วทั้งที่เมื่อสังเกตเห็นความผิดปกติที่เกิดขึ้น ในบทที่ 3 ของวิทยานิพนธ์กล่าวถึงการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจนิยมเก็บในลักษณะของรูปกราฟจำเป็นที่ต้องมีการแปลงกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัล วิธีที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้คือ วิธีทีนนิ่ง ซึ่งเป็นการหาค่าพิกเซลกึ่งกลางในแต่ละคอลัมน์ของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เมื่อทำการแปลงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้



อยู่ในรูปแบบสัญญาณดิจิทัลแล้ว สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังมีปัญหาการยกตัวของเส้นฐานเกิดขึ้น จึงต้องมีการแก้ไขการยกตัวของเส้นฐานดังกล่าวซึ่งเป็นปัญหาหลักอันหนึ่งในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เส้นฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจประมาณโดยการแทรกจุดของเส้นฐานที่ต่อเนื่องกันกับเส้นโค้งกำลังสามเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่แน่นอนว่าเทคนิคเส้นโค้งกำลังสามไม่ใช่ฟิลเตอร์ ทำให้หลีกเลี่ยงปัญหาของการบิดเบือนเฟสในส่วนประกอบของ ST ความถี่ต่ำของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในงานวิจัยนี้ได้นำแบบจำลองทางชื่อว่า สูตรเตหะราน-โคโร มาทดสอบใน 3 ระยะที่ทำการทดสอบนั้น จุดเด่นที่นำแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ซึ่งประกอบพารามิเตอร์ทั้ง 32 พารามิเตอร์มาพิจารณาการแปรผันของพารามิเตอร์ในขณะที่อยู่นิ่งและขณะออกกำลังกายทั้ง 12 ลีด จากนั้นการใช้วิธีการค้นหาแบบดาบุงเชิงปรับตัวโดยใช้ค่า PRD เป็นฟังก์ชันวัตถุประสงค์เพื่อกำหนดให้ค่าความคลาดเคลื่อนจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ต้องมีค่าที่ไม่เกิน 5% สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบที่ใช้ทดสอบ ซึ่งสามารถหลีกเลี่ยงค่าตอบวงแคบเฉพาะถิ่นและดำเนินการค้นหาคำตอบที่เหมาะสมและดีที่สุด ในบทที่ 4 ของวิทยานิพนธ์กล่าวถึง วิธีการจำแนกคลื่นไฟฟ้าหัวใจและผลการทดลองทั้ง 3 วิธีอันประกอบด้วยวิธี Generalized Linear Model (GLM) วิธีแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์ และวิธีการแทนค่าเฉลี่ยของพารามิเตอร์ในแนวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์ เมื่อได้วิธีที่ให้ผลดีที่สุดนั่นคือวิธี GLM ก็นำมาทดสอบแบบแยกสถานะและรวมสถานะ พร้อมทั้งแสดงผลการทดลองดังกล่าว ในบทที่ 5 ของวิทยานิพนธ์กล่าวถึงผลการทดลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยวิธี GLM ทั้ง 3 สถานะของผู้ชายและผู้หญิงที่ปกติและเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด พร้อมทั้งค่าของขอบเขตที่ใช้ทำการจำแนกผลการทดสอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่ไม่เป็นโรคและผู้ที่เป็นโรคโดยใช้วิธี normal distribution จากค่าของการจำแนกด้วยวิธี GLM ผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่ไม่เป็นโรค ใช้สำหรับจำแนกผู้ที่ไม่เป็นโรคซึ่งมีค่าขอบเขตดังนี้ เพศชายมีขอบเขตของระยะพักก่อนออกกำลังกายมีค่า 0.8995-1.0956 ระยะที่ 2 ของการออกกำลังกายมีค่า 0.9255-1.0718 ระยะพักหลังการออกกำลังกายมีค่า 0.9084-1.0876 ส่วนเพศหญิงมีขอบเขตของระยะพักก่อนออกกำลังกายมีค่า 0.9228-1.0743 ระยะที่ 2 ของการออกกำลังกายมีค่า 0.9294-1.0682 ระยะพักหลังการออกกำลังกายมีค่า 0.9216-1.0754 ส่วนผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดโดยใช้ค่า  $\beta$  จากผู้ที่เป็นโรค ใช้สำหรับจำแนกผู้ที่เป็นโรคซึ่งมีค่าขอบเขตดังนี้ เพศชายมีขอบเขตของระยะพักก่อนออกกำลังกายมีค่า 0.9408-1.0575 ระยะที่ 2 ของการออกกำลังกายมีค่า 0.9465-1.0521 ระยะพักหลังการออกกำลังกายมีค่า 0.9425-1.0559 ส่วนเพศหญิงมีขอบเขตของระยะพักก่อนออกกำลังกายมีค่า 0.9324-1.0654 ระยะที่ 2 ของการออกกำลังกายมีค่า 0.9249-1.0724 ระยะพักหลังการออกกำลังกายมีค่า 0.9333-1.0645 จากนั้น

แสดงผลการทดสอบค่าปกติและผิดปกติของทั้งเพศชายและเพศหญิงโดยมีค่าต่างๆดังนี้คือ ในกรณีของเพศชายอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.925 อัตราความปกติจริงมีค่า 0.875 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.125 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.075 ส่วนกรณีของเพศหญิงอัตราความผิดปกติจริงมีค่า 0.9762 อัตราความปกติจริงมีค่า 0.9074 อัตราความผิดปกติไม่จริงมีค่า 0.0926 อัตราความปกติไม่จริงมีค่า 0.0238 นอกจากนี้ค่าทางชีวิตสถิติทดสอบการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทั้งเพศชายและเพศหญิงอันประกอบด้วย ค่าความไว (Sensitivity) ค่าความจำเพาะ (Specificity) ค่าความถูกต้อง (Accuracy) ค่าอัตรา Likelihood ของการทดสอบที่ปกติ (LR+) และค่าอัตรา Likelihood ของการทดสอบที่ผิดปกติ (LR-) ให้ผลการทดสอบดังนี้ ในกรณีเพศชายค่าความไวมีค่า 92.5 % ค่าความจำเพาะมีค่า 87.5 % ค่าความถูกต้องมีค่า 89.42 % ค่า LR+ มีค่า 7.4 และค่า LR- มีค่า 0.0857 ส่วนกรณีเพศหญิงค่าความไวมีค่า 97.62 % ค่าความจำเพาะมีค่า 90.74 % ค่าความถูกต้องมีค่า 93.75 % ค่า LR+ มีค่า 10.54 และค่า LR- มีค่า 0.0262 และพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการจำแนกโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดคือ พารามิเตอร์  $w_s, w_t, h_p, h_q, h_r, h_s, h_t, r_p, r_q, r_r, r_s, r_t, r_u, QT, \Phi_r, \Phi_s, \Phi_t, s, e$  จากผลการทดสอบดังกล่าวค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวกับคลื่น Q, R, S และ T มีผลต่อการจำแนกโรคดังกล่าว

## 6.2 ข้อเสนอแนะ

1. วิธีการที่นำเสนอจะนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือดได้ เนื่องจากอัตราความผิดปกติจริงมีค่าสูงกล่าวคือ 0.925 และ 0.9762 ในกรณีเพศชายและเพศหญิงตามลำดับ
2. การเก็บข้อมูลทางสถิติดังกล่าวจะสามารถนำไปเป็นข้อมูลทางด้านการแพทย์เกี่ยวกับโรคหัวใจและหลอดเลือดและการใช้ระยะเวลาของการออกกำลังกายที่เหมาะสมและละเอียดมากขึ้น จะยังทำให้การวิเคราะห์ผลของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นประโยชน์ในทางการแพทย์เพิ่มมากขึ้น
3. การหาผลต่างของค่าเฉลี่ยเลขคณิตของกลุ่มผู้ที่ไม่เป็นโรคและเป็นโรคเพื่อจำแนกโรคหัวใจชนิดต่างๆ จะทำให้ทราบพารามิเตอร์ที่มีผลต่อโรคชนิดนั้นๆ ได้อย่างชัดเจนและส่งผลให้การระบุโรคมีความถูกต้องมากขึ้น
4. ทดสอบกับกลุ่มตัวอย่างของโรคอื่นๆ เพื่อเป็นข้อมูลในการวินิจฉัยโรคต่อไป
5. เปอร์เซนต์ความน่าเชื่อถือในการวินิจฉัยโรคสามารถนำผลการของค่าเฉลี่ยเลขคณิตและการกระจายของข้อมูลไปหาค่าได้

## รายการอ้างอิง

- เฉลิมศรี สุวรรณเจดีย์. (2543). **คู่มือการพยาบาลโรคหัวใจ**. พิมพ์ครั้งที่ 4. กรุงเทพมหานคร: บริษัท  
บพิตรการพิมพ์จำกัด
- ชมพูนุช อ่องจรีต. (2543). **คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก**. พิมพ์ครั้งที่ 4. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- ณรงค์ศักดิ์ วิริยะนันทศักดิ์, นวภัค เอื้ออนันต์, วีระสิทธิ์ อัมฉิตและบุญยิ่ง เจริญ. (2545). **การ  
วิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ทและโครงข่าย  
ประสาทเทียม**. EECON-25 : DS15-DS19.
- ปราโมทย์ เศษอำไพ. (2538). **ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในงานวิศวกรรม**. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพมหานคร  
: สำนักพิมพ์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- วรวิชัย อัสวสันต์ตระกูล, รวิน ระวิวงศ์, วัฒนา วัฒนาภา. (2002). **แบบจำลองพีชชีเพื่อการจำแนก  
Paroxysmal Atrial Tachy cardia จากสัญญาณ EKG**. การประชุมวิชาการวิศวกรรมชีว  
แพทย์แห่งชาติ 2 : 39.
- สมศรี ดาวฉาย. (2530). **การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการพยาบาล**. กรุงเทพมหานคร: สำนัก  
พิมพ์แม็ค.
- สีลม แจ่มอุติรัตน์. (2542). **ระบาดวิทยาคลินิก**. พิมพ์ครั้งที่ 1. สงขลา : คณะแพทยศาสตร์  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.
- อุไร ศรีแก้ว. (2542). **การพยาบาลผู้ป่วยหัวใจและหลอดเลือด : กรณีศึกษา**. พิมพ์ครั้งที่ 1  
กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์.
- Abbasi, VR. (2001). **Mathematical Model for Computerized Mapping of  
Electrocardiography : Mathematical Introduction of the Seventh wave  
of the ECG**. IEEE computer in cardiology : 533-536.
- Bin He, Guanglin Li, Jie Lian. (2002). **A Spline Laplacian ECG Estimation in a  
Realistic Geometry Volume Conductor**. IEEE Biomedical Engineering  
vol. 49 No.2 : 110-117.

- Demi, M.m Paterni, M., Benssi, A. (2000). **The First Absolute Central Moment In Low-Level Image Processing**. Comput. Vision Image Understanding, vol. 80 : 57-87.
- Dirgfei Ge, Narayanan Srinivasan, Shanlar M Krishnan. (2002). **Cardiac arrhythmia classification using autoregressive modeling**. Biomedical Engineering Online : 1-12.
- Fabio Badilini, Arthur J. Moss, Edward L. Titlebaum. (1991). **Cubic Spline Baseline Estimation in Ambulatory ECG Recordings for the Measurement of ST segment Displacement**. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol.13 : 584-585.
- Garcia, J., Serrano, P., Bailon, R., Gutie'rrez, E., DelRio, A., Casasnovas, JA., Ferreira, IJ., Laguna , P. (2000). **Comparison of ECG-Based Clinical Indexes During Exercise Test** . IEEE computer in cardiology : 833-836.
- Jian Tao Wang, Dinesh P. Mital. (1996). **A microcomputer - based prototype for ECG paper record conversion**. Journal of Network and Computer Applications, vol.19 : 295-370.
- Lehtnen, R., Lic Tech , Sievanen, H.,PhD, Jari Vik , Turjanma, V., MD , Niemela, K., MD and Malmivuo, J.,PhD. (1996). **Accurate detection of Coronary Artery Disease by Integrated Analysis of the ST - Segment Depression / Heart Rate patterns During the Exercise and Recovery Phases of the Exercise Electrocardiography Test**. The American Journal of cardiology vol.78 : 1002-1006.
- Mateo, J., Serrano, P., Bailon, R., Olmos, S., Garcia, J., Delrio, A., Ferreira, IJ., Laguna, P. (2001). **ECG - Based Clinical Indexes During Exercise Test**

**Including Repolarization Depolarization and HRV.** IEEE computer in cardiology : 309-312.

Meyer, C.R., Kaiser, H.N. (1977). **Electrocardiogram baseline noise estimation and removal using Cubic Splines and state - space Computation Techniques.** Comput Biomed Res , vol.10 : 459-470.

Michaelides,A.P.,MD, Triposkiadis,F.K.,MD, Boudoulas, H.,MD, Spanos, A.M.,MD, Papadopoulos, P.D.,MD, Kourouklis, K.V.,MD, and Toutouzas, P.K.(1990). **New Coronary Artery Disease index based on exercise induced QRS changes .** Heart Journal : 292-302.

Puangdownreong, D., Areerak, K-N., Srikaew, A., Sujitjorn, S., and Totarong, P. (2002). **System identification via adaptive tabu search.** IEEE Int. Conf. Industrial Technology ICIT'02. vol.2 : 915-920.

Puangdownreong, D., Kulworawanichpong, T., and Sujitjorn, S. (2004). **Finite convergence and performance evaluation of adaptive tabu search.** Lecture Notes in Computer Science Springer-Verlag Heidelberg. (online).

Taylor, D.I., Vincent, R. (1985). **Artefactual ST Segment abnormalities due to electrocardiograph design.** Br Heart, vol.54 : 121-128.

Thomus Schimming. (1997). **Analysis and Modeling of ECG Signal using nonlinear methods.**<http://lanos www. Epfl.co/personal/schimmin/uni/beleg/body.html> : 1-27.

Webster JG. (1995). **Medical Instrumentation Application and Design.** John Wiley & Sons.

Zigel, Y., Cohen, A., Abu-Ful, A. (1997). **Analysis by Synthesis ECG Signal Compression Computer in Cardiology.** IEEE Computer Society Press: 279-282.

## ภาคผนวก ก

ตารางพารามิเตอร์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด

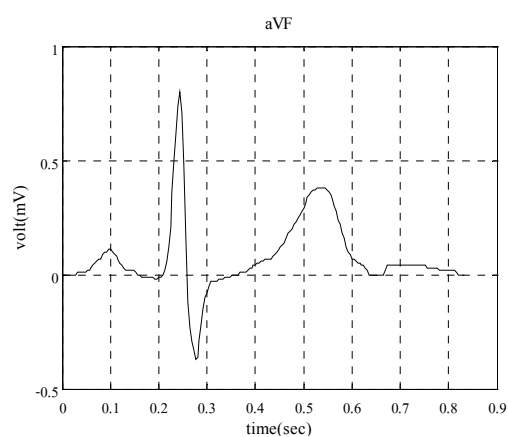
รายละเอียดของตารางพารามิเตอร์แบ่งออกเป็น 4 กลุ่มคือ

1. ตารางพารามิเตอร์ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค
2. ตารางพารามิเตอร์ของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรค
3. ตารางพารามิเตอร์ของเพศชายที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด
4. ตารางพารามิเตอร์ของเพศหญิงที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

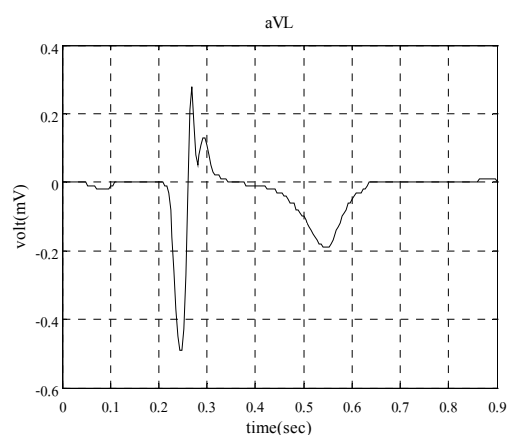
รายละเอียดของตารางพารามิเตอร์ทั้งหมดแสดงไว้ใน CD-ROM

### ตัวอย่าง 1

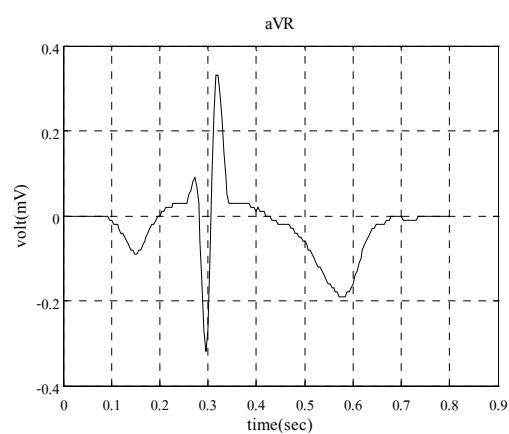
1. ข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย (Rest)



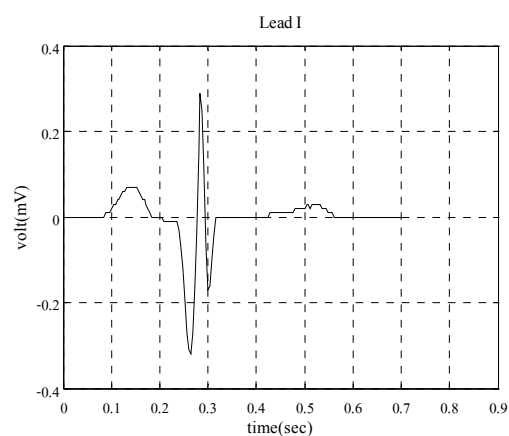
รูปที่ ก.1 แสดงกราฟ ECG ในลีด aVF ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค



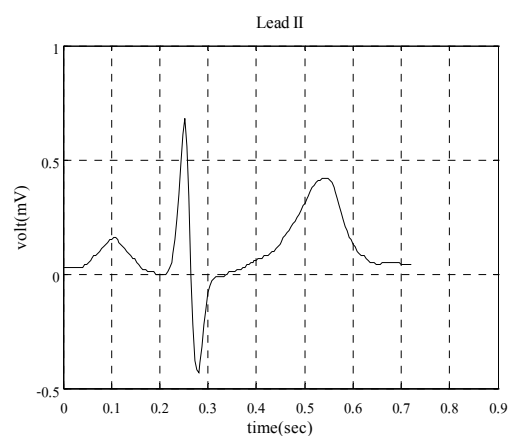
รูปที่ ก.2 แสดงกราฟ ECG ในลีด aVL ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค



รูปที่ ก.3 แสดงกราฟ ECG ในลีด aVR ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค

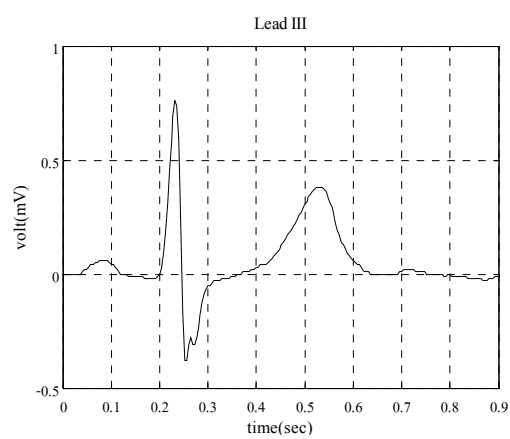


รูปที่ ก.4 แสดงกราฟ ECG ใน Lead I ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค

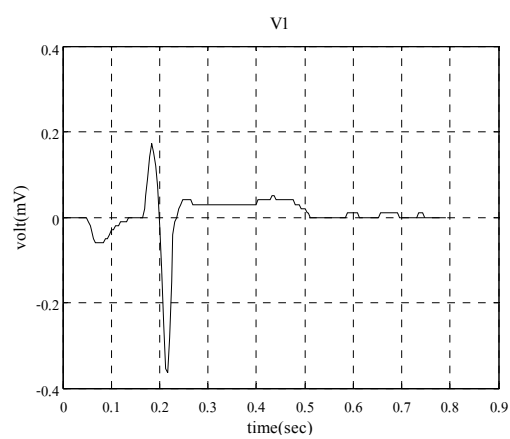


รูปที่ ก.5 แสดงกราฟ ECG ใน Lead II ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค

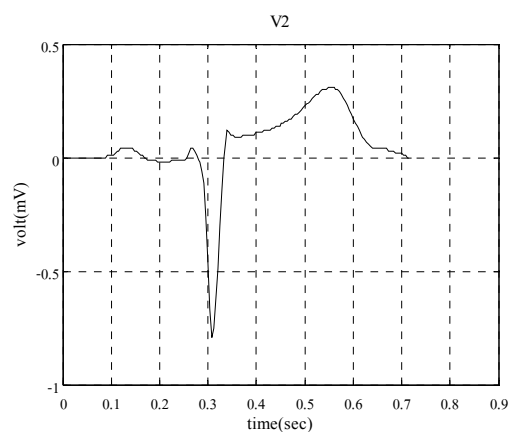




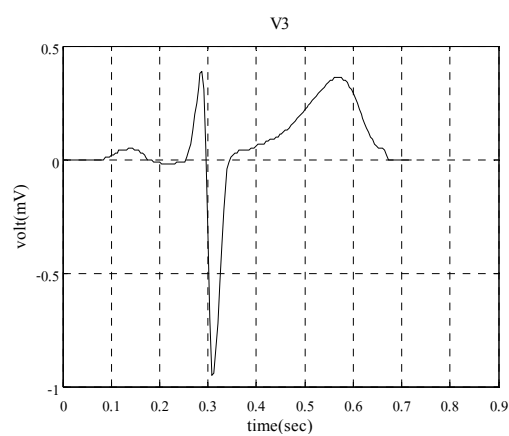
รูปที่ ก.6 แสดงกราฟ ECG ใน Lead III ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค



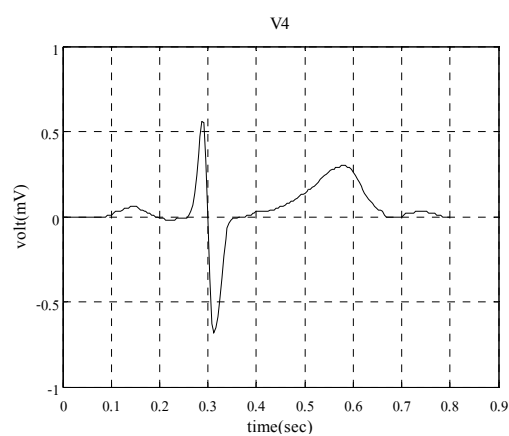
รูปที่ ก.7 แสดงกราฟ ECG ในลีด V1 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค



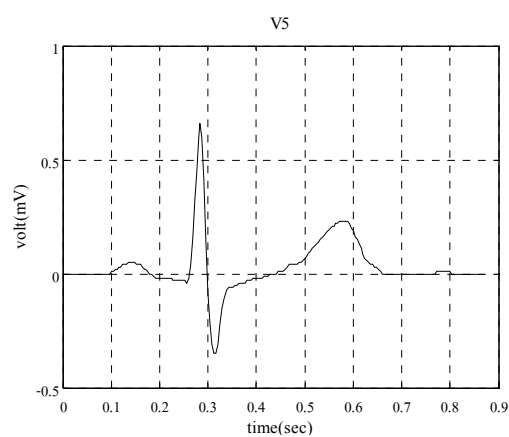
รูปที่ ก.8 แสดงกราฟ ECG ในลีด V2 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค



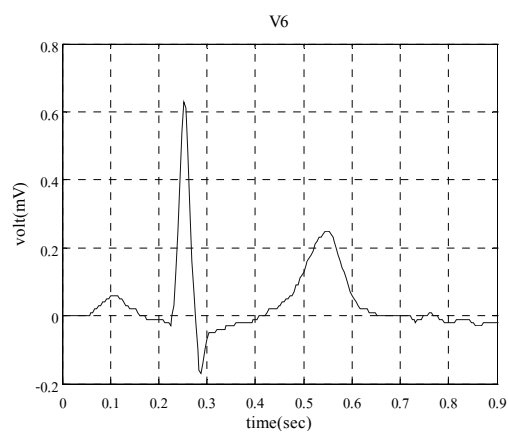
รูปที่ ก.9 แสดงกราฟ ECG ในลีด V3 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค



รูปที่ ก.10 แสดงกราฟ ECG ในลีด V4 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค



รูปที่ ก.11 แสดงกราฟ ECG ในลีด V5 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค



รูปที่ ก.12 แสดงกราฟ ECG ในลีด V6 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่ไม่เป็นโรค

## 2. ผลของค่าพารามิเตอร์จากแบบจำลองสูตรเตหะราน-ไลโร

ตารางที่ ก.1 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเพศชายที่ไม่เป็นโรคในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย (Rest) จากตัวอย่างที่ 6

Lead	$w_p$	$w_q$	$w_r$	$w_s$	$w_t$	$w_u$	$h_p$	$h_q$	$h_r$
<b>aVF</b>	0.128	0.048	0.0502	0.0938	0.272	0.156	0.11	-0.02	0.8
<b>aVL</b>	0.06	0.0525	0.0835	0	0.26	0.04	-0.02	-0.49	0.28
<b>aVR</b>	0.104	0.0813	0.0248	0.1139	0.252	0.036	-0.09	0.09	-0.32
<b>Lead I</b>	0.1	0.0727	0.0178	0.0216	0.136	0	0.07	-0.32	0.29
<b>Lead II</b>	0.152	0	0.0519	0.073	0.308	0.044	0.16	0	0.68
<b>Lead III</b>	0.084	0.068	0.0463	0.1137	0.268	0.06	0.06	-0.02	0.76
<b>V<sub>1</sub></b>	0.088	0	0.0351	0.0369	0.276	0.028	-0.0606	0	0.1717
<b>V<sub>2</sub></b>	0.088	0	0.028	0.0515	0.35	0	0.05	0	0.05
<b>V<sub>3</sub></b>	0.092	0.07	0.0425	0.0495	0.326	0	0.05	-0.02	0.39
<b>V<sub>4</sub></b>	0.104	0.062	0.0419	0.0641	0.292	0.084	0.06	-0.02	0.56
<b>V<sub>5</sub></b>	0.084	0.0773	0.0373	0.0454	0.22	0.036	0.05	-0.04	0.66
<b>V<sub>6</sub></b>	0.104	0.056	0.0471	0.0289	0.232	0.028	0.06	-0.03	0.63

ตารางที่ ก.1 (ต่อ)

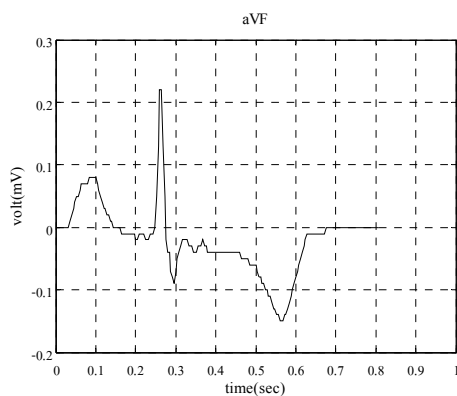
<b>Lead</b>	<b><math>h_s</math></b>	<b><math>h_t</math></b>	<b><math>h_u</math></b>	<b><math>r_p</math></b>	<b><math>r_q</math></b>	<b><math>r_r</math></b>	<b><math>r_s</math></b>	<b><math>r_t</math></b>	<b><math>r_u</math></b>
<b>aVF</b>	-0.37	0.38	0.04	70	65	63	55	128	97
<b>aVL</b>	0	-0.19	0.01	100	85	97	0	123	147
<b>aVR</b>	0.33	-0.19	-0.01	85	75	81	95	157	161
<b>Lead I</b>	-0.17	0.03	0	75	68	74	75	102	0
<b>Lead II</b>	-0.52	0.42	0.05	141	0	67	78	118	114
<b>Lead III</b>	-0.38	0.38	0.02	98	112	120	140	172	195
<b>V<sub>1</sub></b>	-0.364	0.0505	0.0101	130	0	124	129	195	90
<b>V<sub>2</sub></b>	-0.78	0.38	0	50	0	55	54	80	0
<b>V<sub>3</sub></b>	-0.95	0.36	0	73	73	75	80	155	0
<b>V<sub>4</sub></b>	-0.68	0.3	0.03	90	83	82	91	127	142
<b>V<sub>5</sub></b>	-0.35	0.23	0.01	103	92	91	95	177	156
<b>V<sub>6</sub></b>	-0.17	0.25	-0.02	114	99	106	108	193	203

ตารางที่ ก.1 (ต่อ)

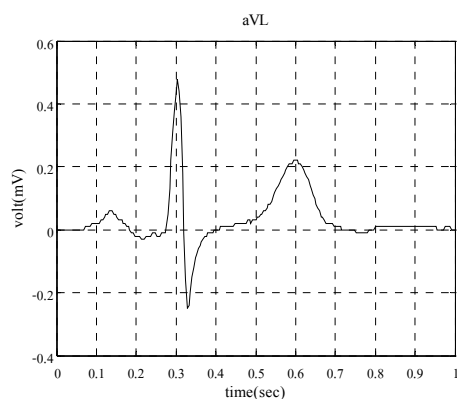
<b>Lead</b>	<b>PR</b>	<b>QT</b>	<b>dTU</b>	<b><math>\Phi_r</math></b>	<b><math>\Phi_s</math></b>	<b><math>\Phi_t</math></b>	<b><math>k_1</math></b>	<b>s</b>	<b>e</b>
<b>aVF</b>	0.132	0.476	0.028	0.0142	1.0769	9.0865	-0.44	0.2	0.832
<b>aVL</b>	0.16	0.428	0.224	0.076	8.013	11.387	-0.4013	0.2308	0.92
<b>aVR</b>	0.108	0.48	0.02	0.0101	1.0232	13.365	-0.4336	0.21	0.8
<b>Lead I</b>	0.12	0.356	0	0.0104	1.0979	14.7159	-0.4	0.521	0.704
<b>Lead II</b>	0.172	0.436	0.008	0.6075	1.3678	4.2689	-0.4	0.095	0.92
<b>Lead III</b>	0.096	0.504	0.056	0.0143	1.8101	17.215	-0.4123	0.380	0.948
<b>v1</b>	0.116	0.348	0.072	0.0151	2.3659	8.1414	-0.2868	0.024	0.792
<b>v2</b>	0.164	0.388	0	0.014	0.53575	0.706	-0.2543	0.22	0.92
<b>v3</b>	0.1	0.488	0	0.0085	0.8896	6.0417	-0.2778	0.5513	0.72
<b>v4</b>	0.108	0.472	0.032	0.0119	1.2179	9.02	-0.2459	0.8876	0.8
<b>v5</b>	0.088	0.476	0.108	0.0146	1.5245	16.280	-0.2231	0.7488	0.872
<b>v6</b>	0.116	0.48	0.068	0.0231	2.6628	19.357	-0.2815	0.41	0.92

## ตัวอย่าง 2

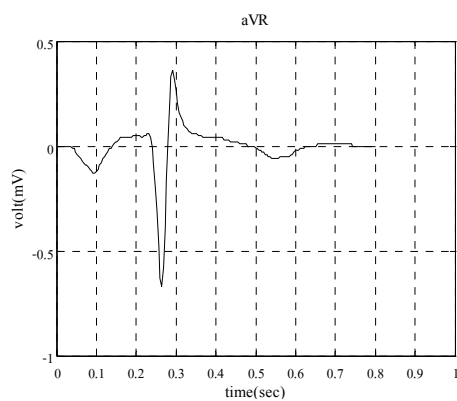
1. ข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย (Rest)



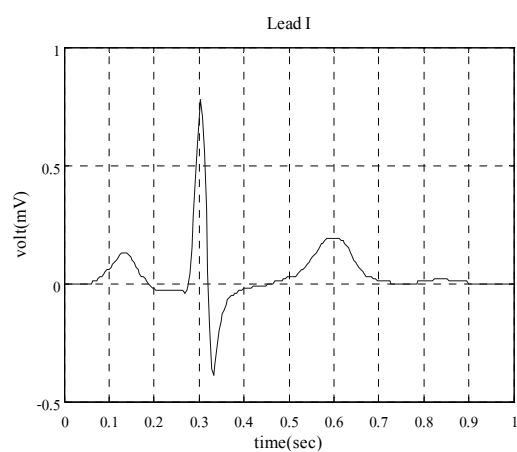
รูปที่ ก.13 แสดงกราฟ ECG ในลีด aVF ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



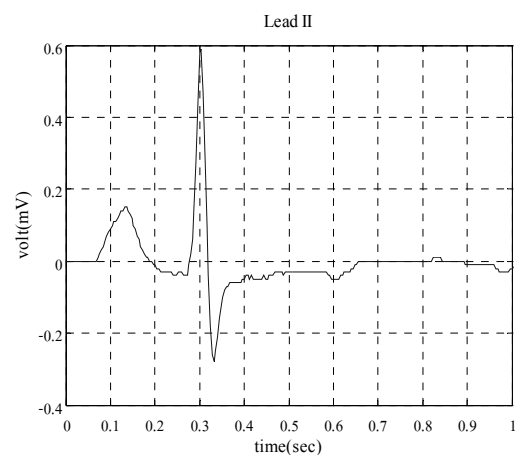
รูปที่ ก.14 แสดงกราฟ ECG ในลีด aVL ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



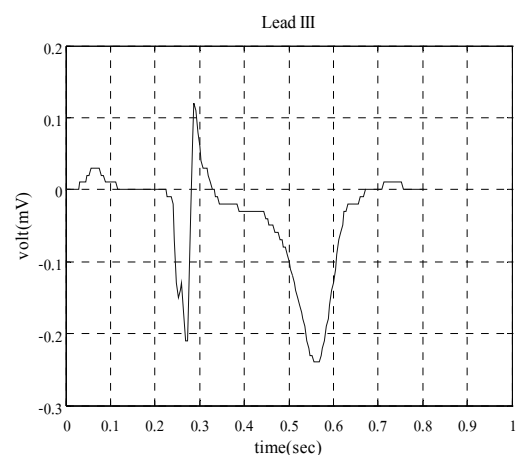
รูปที่ ก.15 แสดงกราฟ ECG ในลีด aVR ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



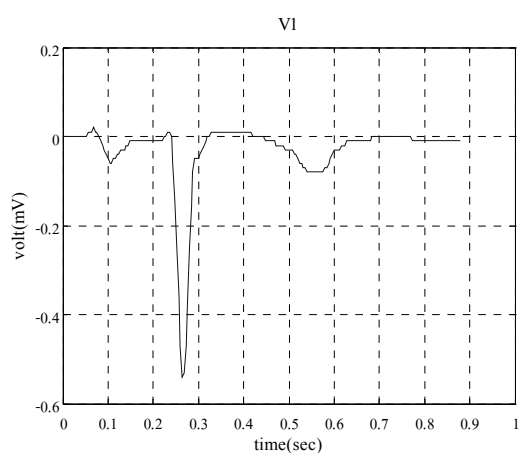
รูปที่ ก.16 แสดงกราฟ ECG ใน Lead I ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



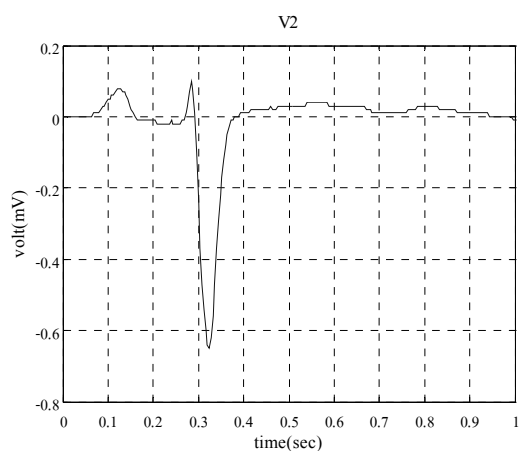
รูปที่ ก.17 แสดงกราฟ ECG ใน Lead II ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



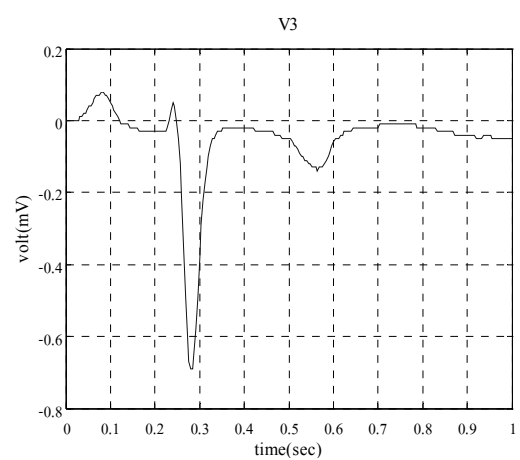
รูปที่ ก.18 แสดงกราฟ ECG ใน Lead III ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



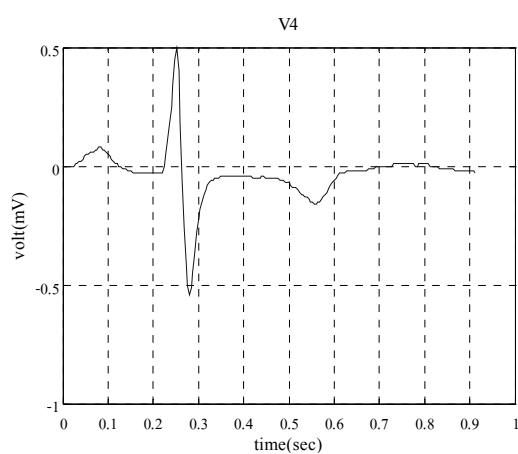
รูปที่ ก.19 แสดงกราฟ ECG ในลีด V1 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



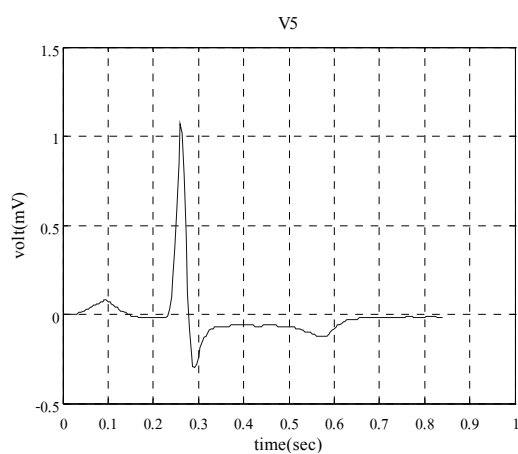
รูปที่ ก.20 แสดงกราฟ ECG ในลีด V2 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



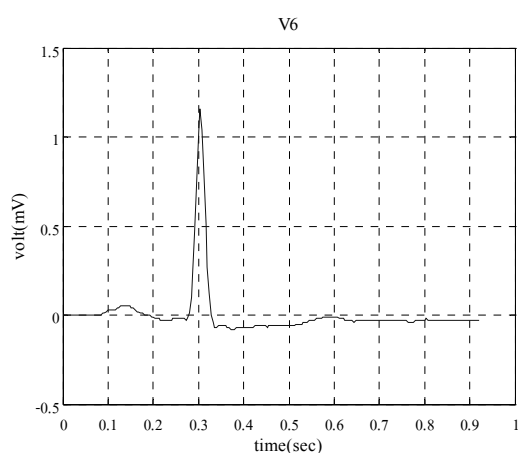
รูปที่ ก.21 แสดงกราฟ ECG ในลีด V3 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



รูปที่ ก.22 แสดงกราฟ ECG ในลีด V4 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



รูปที่ ก.23 แสดงกราฟ ECG ในลีด V5 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



รูปที่ ก.24 แสดงกราฟ ECG ในลีด V6 ของตัวอย่างที่ 6 ของเพศชายที่เป็นโรค



## 2. ผลจากแบบจำลองสูตรเตหะราน-ไคโร

ตารางที่ ก.2 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเพศชายที่เป็นโรคในระยะพักก่อนการออกกำลังกาย (Rest)  
จากตัวอย่างที่ 6

Lead	$w_p$	$w_q$	$w_r$	$w_s$	$w_t$	$w_u$	$h_p$	$h_q$	$h_r$
<b>aVF</b>	0.112	0.044	0.026857	0.045143	0.312	0	0.08	-0.02	0.22
<b>Lead II</b>	0.12	0.085333	0.042303	0.05	0.336	0	0.15	-0.04	0.59
<b>Lead III</b>	0.088	0.0572	0.0468	0	0.34	0	0.03	-0.21	0.12
<b>V2</b>	0.096	0.034	0.022364	0.087636	0.316	0.204	0.08	-0.02	0.1
<b>V5</b>	0.112	0.085	0.0454	0.0696	0.328	0	0.08	-0.02	1.07

ตารางที่ ก.2 (ต่อ)

Lead	$h_s$	$h_t$	$h_u$	$r_p$	$r_q$	$r_r$	$r_s$	$r_t$	$r_u$
<b>aVF</b>	-0.09	-0.15	0	97	93	92	93	175	0
<b>Lead II</b>	-0.25	0.04	0	113	98	102	110	178	0
<b>Lead III</b>	0	-0.24	0	125	75	82	0	177	0
<b>V2</b>	-0.65	0.04	0.03	106	105	108	115	198	213
<b>V5</b>	-0.3	-0.12	0	117	95	97	103	220	0

ตารางที่ ก.2 (ต่อ)

Lead	PR	QT	dTU	$\Phi_r$	$\Phi_s$	$\Phi_t$	$k_1$	s	e
<b>aVF</b>	0.172	0.472	0	0.0109	1.2362	11.386	-0.362	0.842	0.808
<b>Lead II</b>	0.124	0.78	0	0.0156	1.5336	32.562	-0.368	0.359	1.04
<b>Lead III</b>	0.196	0.448	0	0.04	4.0796	4.488	-0.355	0.036	0.804
<b>V2</b>	0.172	0.468	0.036	0.0084	0.8685	10.8	-0.244	0.456	1.04
<b>V5</b>	0.116	0.628	0	0.0184	2.1248	21.71	-0.250	0.220	0.84

ภาคผนวก ข

โปรแกรมการแปลงรูปภาพไปเป็นรูปแบบดิจิทัล

\*\*\*\*\*

## โปรแกรมสำหรับการแปลงรูปภาพไปอยู่ในรูปแบบดิจิทัล

โดย นางสาววิริยาพร ฉายทองคำ สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, พ.ศ. 2548

\*\*\*\*\*

### โปรแกรมหลัก

```
clear all;
mpic=imread('s2_v6.tif');           %เรียกอ่านชื่อของภาพที่ต้องการ
figure(1);imshow(mpic)              %แสดงรูปภาพที่ต้องการ
% RGB picture
mypic=mpic(:,:,3);                 %แยกพื้นสีฟ้าออกจากภาพ
%*****
pic=binarypic(mypic);               %เรียกฟังก์ชันชื่อ binarypic
pic=digitize_test1(pic);            %เรียกฟังก์ชันชื่อ digitize_test1
figure(2);imshow(pic);              %แสดงรูปภาพหลังจากการดิจิไทล์

xy=getBlackPnt(pic);                % เรียกฟังก์ชันชื่อ getBlackPnt

%Insert number of pixel baseline
disp('Insert number of pixel baseline');
num_base=input('num_base = ');      %ใส่ค่าตำแหน่งพิกเซลของเส้นฐาน
[mm,nn] = size(pic);                 %หาขนาดของภาพ
%number of x axes
num_x=nn./10;
num_x=num_x./25;
%number of y axes
num_y=mm./10;
num_y=num_y./10;
%Insert Start point of pixel
disp('Insert Start point of pixel');
int=input('Start_pixel = ');         %ใส่หาของพิกเซลเริ่มต้น
fprintf('%d %d\n',0.000000e-003,0);

for ii=int:nn
```

```

xy(1,ii)=(xy(1,ii)). *num_x./nn;           %ค่าของเวลาทางแกน x
xy(1,ii)=(xy(1,ii)) - (int-1).*0.004;
xy(2,ii)=(xy(2,ii). *num_y)./mm;           %ค่าของโวลต์แดงทางแกน y
xy(2,ii)=((num_base. *num_y)./mm)-xy(2,ii); %ตำแหน่งพิกเซลของเส้นฐาน
fprintf('%d %d\n',xy(1,ii),xy(2,ii));       %แสดงค่าของเวลาและ โวลต์แดง
end
figure(3);plot(xy(1,int:nn),xy(2,int:nn))    %แสดงภาพที่แปลงแล้ว
grid on

```

*โปรแกรมในการแยกสีฟ้าออกจากพื้นหลัก*

```

function pic=binarypic(mypic)               %ฟังก์ชัน binarypic
[r,c]=size(mypic);
for i=1:r
    for j=1:c
        if mypic(i,j) > 130
            pic(i,j)=1;
        else
            pic(i,j)=0;
        end
    end
end
end

```

*โปรแกรมดิจิทัล*

```

function pic=digitize_test1(B1)              %ฟังก์ชัน digitize_test1
                                           %แปลงค่าให้อยู่ในรูปไบนารี

[m,n]=size(B1);
pic = ones(m,n);
for i=1:n
    cnt = 0;
    for j=1:m
        if B1(j,i) == 0;
            cnt = cnt+1;
        end
    end
    %fprintf('%d\n',cnt);
    colx = zeros(1,cnt);

```

```

cnti = 1;
for j=1:m
    if B1(j,i) == 0;
        colx(1,cnti) = j;
        cnti = cnti+1;
    end
end

if cnt==0
elseif cnt==1
    y=colx(1,1);
    pic(y,i)=0;
else
    %จำนวนตำแหน่งของพิกเซล

    z=0;
    one_black_pix = 0;

    if mod(cnt,2)==0;
        one_black_pix = cnt./2;
    elseif mod(cnt,2)==1
        one_black_pix = (cnt-1)./2;
    end
    %fprintf('one_black_pix=%d\n',one_black_pix);

    y=colx(1,one_black_pix);
    %fprintf('y=%d\n',y);
    pic(y,i)=0;

end
end

โปรแกรมหาพิกเซลสีดำที่เป็นเส้นกราฟ
function xy=getBlackPnt(pic) %ฟังก์ชัน getBlackPnt
[m,n]=size(pic);
xy=ones(2,n);
for i=1:n
    for j=1:m

```

```
    if pic(j,i) == 0;
        xy(2,i)=j;
        fprintf('y=%d',xy(2,i));
    end
end
xy(1,i)=i;
fprintf('x=%d\n',xy(1,i));
end
```

ภาคผนวก ค

โปรแกรมการประมาณเส้นฐานโดยวิธีเส้นโค้งกำลังสาม (Cubic Spline)

\*\*\*\*\*

## โปรแกรมสำหรับการประมาณเส้นฐานโดยใช้ฟังก์ชัน Spline

โดย นางสาววิริยาพร ฉายทองคำ สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, พ.ศ. 2548

\*\*\*\*\*

%ระยะพักก่อนออกกำลังกายทำการตรวจจับก่อนจุดสูงสุดของคลื่น R เท่ากับ 52 มิลลิวินาที  
 %ระยะขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 ทำการตรวจจับก่อนจุดสูงสุดของคลื่น R เท่ากับ 40 มิลลิวินาที  
 %ระยะพักหลังออกกำลังกายทำการตรวจจับก่อนจุดสูงสุดของคลื่น R เท่ากับ 48 มิลลิวินาที

### ตัวอย่างของโปรแกรมในระยะพักหลังออกกำลังกาย

```
load rec_v2_74.txt                                %เรียกข้อมูลที่ต้องการ
x=rec_v2_74(:,1);
y=rec_v2_74(:,2);
%*****
[m,n]=size(x);                                    %หาขนาดของ x และ y
x1=rec_v2_74(1,1);                                %กำหนดจุดแรกของแถบสัญญาณที่ 1
x2=rec_v2_74(32,1);                                %จุดสูงสุดของคลื่น R เท่ากับ 48 มิลลิวินาที
x3=rec_v2_74(121,1);                               %กำหนดจุดแรกของแถบสัญญาณที่ 2
x4=rec_v2_74(134,1);                                %จุดสูงสุดของคลื่น R เท่ากับ 48 มิลลิวินาที
x5=rec_v2_74(226,1);                                %กำหนดจุดแรกของแถบสัญญาณที่ 3
x6=rec_v2_74(236,1);                                %จุดสูงสุดของคลื่น R เท่ากับ 48 มิลลิวินาที
x7=rec_v2_74(331,1);                                %กำหนดจุดสุดท้ายของแถบสัญญาณที่ 3
%*****
y1=rec_v2_74(1,2);
y2=rec_v2_74(32,2);
y3=rec_v2_74(121,2);
y4=rec_v2_74(134,2);
y5=rec_v2_74(226,2);
y6=rec_v2_74(236,2);
y7=rec_v2_74(331,2);
%*****
xx=[x1 x2 x3 x4 x5 x6 x7];yy=[y1 y2 y3 y4 y5 y6 y7];
xi=0:0.004:1.24;
yi=spline(xx,yy,xi);                             %หาค่า cubic spline
```



```

figure(1); plot(xx,yy,'o',xi,yi);           %แสดงภาพ cubic spline
grid
% plot real data compare with cubic spline from detection of 48 msec before peak R-
wave
figure(2);plot(xx,yy,'o',xi,yi);           %แสดงภาพข้อมูลจริงกับcubic spline
hold on
plot(x,y);
grid
% find value after made baseline using cubic spline
yval=y-yi';
figure(3);plot(xi,yval);
grid
[m,n]=size(xi);
for i=1:n
fprintf('%d  %d\n',xi(1,i),yval(i,1));
end
% Start x (sec)
disp('Insert Start point of x');
int=input('Start_x = ');
% Baseline y (mV)
disp('Insert Start point of y');
yBase=input('Start_y = ');
int=int/0.004;
if int==0
    int=int+1;
end
for ii=int:n
    xi(1,ii)=xi(1,ii)-(int-1)*0.004;
    yval(ii,1)=yval(ii,1)-yBase;
    fprintf('%d  %d\n',xi(1,ii),yval(ii,1));
end
figure(4);plot(xi(1,int:n),yval(int:n,1))
grid

```

ภาคผนวก ง

โปรแกรมการหาค่าระยะต่างๆในกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

\*\*\*\*\*

โปรแกรมสำหรับการหาระยะต่างๆจากกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดย นางสาววิริยาพร ฉายทองคำ สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, พ.ศ. 2548

\*\*\*\*\*

```
clear all; close all;
clc;
%==Insert Data == %
load r_v2_76.txt
a=r_v2_76(:,2);          %ใส่ค่าข้อมูลทางแกน Y
figure(1);
plot(a); grid on;
%==*/Initial at the first time ==*/
L=length(a);             %กำหนดให้ L เท่ากับจำนวนจุดของA
setflag=0; t=0; P=0; N=0; Z=0;
z_neg=0; z_pos=0; ii=1; i=1; i0=1; k=1;      %กำหนดให้ทุกค่าเท่ากับ 0
fprintf('Turn    Max    Min    Points    low_edge    high_edge    Initial_i    j0
j1\n');
while(i<=L)
    if(t<2) %*/==Select case ==*/          %เลือกกรณีที่จะใช้หาค่า
        if(i==i0)
            %fprintf('i0= %d \n',i0);
            a0=a(i0);
            if(a0>0)
                P=1;
                %fprintf('Case 1: Positive \n');%กรณี 1 a0 > 0
            end
            if(a0<0)
                N=1;
                %fprintf('Case 2: Negative \n');% กรณี 2 a0 < 0
            end
            if(a0==0)
                Z=1;
                %fprintf('Case 3: Zero \n');    % กรณี 3 a0 = 0
            end
        end
    end
end
```

```

        end %END if(i==i0)
if(P==1)                                %กรณี 1 เครื่องหมายเป็นบวกหาค่าต่ำสุด
    ai=a(i);
    if(ai<0 && setflag==0)
        setflag=1;
        j0=i;
        t=1;
    end
    if(ai<0 && setflag==1)
        data_y(ii)=ai;
        ii=ii+1;
    end
    if(ai>=0 && setflag==1)
        j1=i;
        t=2;

        Half_sign_length = j1-j0;

        high_edge=a(j1); low_edge=a(j0); max_a=0; min_a=min(data_y);
    end
end
if(N==1)                                %กรณี 2 เครื่องหมายเป็นลบหาค่าสูงสุด
    ai=a(i);
    if(ai>=0 && setflag==0)
        setflag=1;
        j0=i;
        t=1;
    end
    if(ai>=0 && setflag==1)
        data_y(ii)=ai;
        ii=ii+1;
    end
    if(ai<=0 && setflag==1)
        j1=i;
        t=2;

        Half_sign_length = j1-j0;

        high_edge=a(j1); low_edge=a(j0); max_a=max(data_y); min_a=0;

```

```

end
end
if(Z==1)                                %กรณี 3 เครื่องหมายเป็นศูนย์
    ai=a(i);
    if(ai<0 && setflag==0)                %กรณี 3.1 เครื่องหมายเป็นลบหาค่าสูงสุด
        setflag=1; z_neg=1;
        j0=i-1; t=1;
    end
    if(ai>0 && setflag==0)                %กรณี 3.2 เครื่องหมายเป็นบวกหาค่าต่ำสุด
        setflag=1; z_pos=1;
        j0=i-1; t=1;
    end
    if(z_neg==1)                          %กรณี 3.1
        if(ai<0 && setflag==1)
            data_y(ii)=ai;
            ii=ii+1;
        end
        if(ai>=0 && setflag==1)
            j1=i; t=2;
            Half_sign_length = j1-j0;
            high_edge=a(j1); low_edge=a(j0); max_a=0; min_a=min(data_y);
        end
    end
    if(z_pos==1)                          %กรณี 3.2
        if(ai>0)
            data_y(ii)=ai;
            ii=ii+1;
        %fprintf('ai= %f\n',ai);
        end
        if(ai<=0)
            j1=i; t=2;
            Half_sign_length = j1-j0;
            high_edge=a(j1); low_edge=a(j0); max_a=max(data_y); min_a=0;
            z_pos=0;
        end
    end
end

```

```

end
end % END if(t<2)
i=i+1;
if(t==2) %เริ่มต้นการค้นหารอบใหม่ที่ t=2
    t=0; setflag=0; P=0; N=0; Z=0; z_neg=0; z_pos=0;
    if(high_edge==0)
        i0=j1; i=i0; ii=1;
    else
        i0=j1-1; i=i0; ii=1;
    end
    data_y=zeros((size(data_y)));
    %fprintf('j0= %d    j1= %d \n',j0,j1);
    output(k,:)=[k max_a min_a Half_sign_length low_edge high_edge i0 j0 j1];
    fprintf(' %2d    %4.4f    %4.4f    %d    %4.4f    %4.4f    %d    %d
%d\n',output(k,1),output(k,2),output(k,3),output(k,4),output(k,5),output(k,6),i0,j0,j1);
    k=k+1;
end %จบรอบที่ t=2
end %จบรอบที่ while(i<=L)

%///////////////// 6 wave //////////////////////////
%มีทุกคลื่น
%Turn    Max    Min    Points    low_edge    high_edge    Initial_i    j0    j1
% 1    0.0100    0.0000    9    0.0000    0.0000    22    13    22
% 2    0.0000    -0.0100    11    0.0000    0.0000    43    32    43
% 3    0.1600    0.0000    7    0.0000    -0.1300    49    43    50
% 4    0.0000    -0.5600    12    -0.1300    0.0000    62    50    62
% 5    0.0600    0.0000    55    0.0000    0.0000    117    62    117
% 6    0.0300    0.0000    64    0.0000    0.0000    197    133    197

if (k==7) %เริ่มการหาค่าพารามิเตอร์
    if (output(1,2)~=0) %หาความสูงของคลื่น P
        hp = output(1,2);
    else

```

```

    hp = output(1,3);
end
if (output(2,2)~=0)                                %หาความสูงของคลื่น Q
    hq = output(2,2);
else
    hq = output(2,3);
end
if (output(3,2)~=0)                                %หาความสูงของคลื่น R
    hr = output(3,2);
else
    hr = output(3,3);
end
if (output(4,2)~=0)                                %หาความสูงของคลื่น S
    hs = output(4,2);
else
    hs = output(4,3);
end
if (output(5,2)~=0)                                %หาความสูงของคลื่น T
    ht = output(5,2);
else
    ht = output(5,3);
end
if (output(6,2)~=0)                                %หาความสูงของคลื่น U
    hu = output(6,2);
else
    hu = output(6,3);
end
fprintf('hp=%4.4f;hq=%4.4f;hr=%4.4f;hs=%4.4f;ht=%4.4f;hu=%4.4f;\n',hp,hq,hr,hs,ht,
hu);
ratio=0.004;

%กรณีเปลี่ยนเครื่องหมายจากบวกเป็นลบ
if output(3,5)~=0 && output(4,5)==0                %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น Q และ R
    x1=(output(3,8)-1);
    x2=output(3,8);
    y1=a((output(3,8)-1));

```

```

y2=a(output(3,8));
x_qr=x1-(((y2-y1)/(x2-x1)).*y1);
%fprintf('x_qr=%4.4f;x1=%d;x2=%d;y1=%4.4f;y2=%4.4f\n',x_qr,x1,x2,y1,y2);

wp=ratio.*output(1,4);           %หาความกว้างของคลื่น P
wq=ratio.*(x_qr-output(2,8));    %หาความกว้างของคลื่น Q
wr=ratio.*(output(3,9)-x_qr);    %หาความกว้างของคลื่น R
ws=ratio.*output(4,4);          %หาความกว้างของคลื่น S
wt=ratio.*output(5,4);          %หาความกว้างของคลื่น T
wu=ratio.*output(6,4);          %หาความกว้างของคลื่น U

fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=%4.4f;\n',wp,wq,wr,
ws,wt,wu);
end
if output(3,5)==0 && output(4,5)~=0    %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น R และ S
    x1=(output(4,8)-1);
    x2=output(4,8);
    y1=a((output(4,8)-1));
    y2=a(output(4,8));
    x_rs=x1-(((y2-y1)/(x2-x1)).*y1);
    %fprintf('x_rs=%4.4f;x1=%d;x2=%d;y1=%4.4f;y2=%4.4f\n',x_rs,x1,x2,y1,y2);

    wp=ratio.*output(1,4);           %หาความกว้างของคลื่น P
    wq=ratio.*output(2,4);          %หาความกว้างของคลื่น Q
    wr=ratio.*(x_rs-output(3,8));    %หาความกว้างของคลื่น R
    ws=ratio.*(output(4,9)-x_rs);    %หาความกว้างของคลื่น S
    wt=ratio.*output(5,4);          %หาความกว้างของคลื่น T
    wu=ratio.*output(6,4);          %หาความกว้างของคลื่น U

    fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=%4.4f;\n',wp,wq,wr,
ws,wt,wu);
end
%กรณีเปลี่ยนเครื่องหมายจากลบเป็นบวก
if output(3,5)~=0 && output(4,5)~=0    %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น Q และ R
    x1qr=(output(3,8)-1);
    x2qr=output(3,8);

```



```

y1qr=a((output(3,8)-1));
y2qr=a(output(3,8));
x_qr=x1qr-(((y2qr-y1qr)./(x2qr-x1qr)).*y1qr);
%fprintf('x_qr=%4.4f;x1qr=%d;x2qr=%d;y1qr=%4.4f;y2qr=%4.4f\n',x_qr,x1qr,x2qr,y1q
r,y2qr);

%หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น R และ S

x1rs=(output(4,8)-1);
x2rs=output(4,8);
y1rs=a((output(4,8)-1));
y2rs=a(output(4,8));
x_rs=x1rs-(((y2rs-y1rs)./(x2rs-x1rs)).*y1rs);
%fprintf('x_rs=%4.4f;x1rs=%d;x2rs=%d;y1rs=%4.4f;y2rs=%4.4f\n',x_rs,x1rs,x2rs,y1rs,
y2rs);

wp=ratio.*output(1,4); %หาความกว้างของคลื่น P
wq=ratio.*(x_qr-output(2,8)); %หาความกว้างของคลื่น Q
wr=ratio.*(x_rs-x_qr); %หาความกว้างของคลื่น R
ws=ratio.*(output(4,9)-x_rs); %หาความกว้างของคลื่น S
wt=ratio.*output(5,4); %หาความกว้างของคลื่น T
wu=ratio.*output(6,4); %หาความกว้างของคลื่น U

fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=%4.4f\n',wp,wq,wr,
ws,wt,wu);
end
if output(3,5)==0 && output(4,5)==0

wp=ratio.*output(1,4); %หาความกว้างของคลื่น P
wq=ratio.*output(2,4); %หาความกว้างของคลื่น Q
wr=ratio.*output(3,4); %หาความกว้างของคลื่น R
ws=ratio.*output(4,4); %หาความกว้างของคลื่น S
wt=ratio.*output(5,4); %หาความกว้างของคลื่น T
wu=ratio.*output(6,4); %หาความกว้างของคลื่น U

fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=%4.4f\n',wp,wq,wr,
ws,wt,wu);
end
e=ratio.*(L-1); %หาความกว้างของแถบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

```

```

PR=ratio.*(output(2,8)-output(1,8));      %หาระยะ PR
QT=ratio.*(output(5,9)-output(2,8));      %หาระยะ QT
dTU=ratio.*(output(6,8)-output(5,9));      %หาระยะ dTU
xr_center=input('xr_center = ');          %ใส่ค่า xr_center
fir=ratio.*(x_rs-xr_center);              %หา fir
fitd=ratio.*(output(5,8)-xr_center);       %หา fitd
fprintf('xr_center=%4.4f;\n',xr_center);
fprintf('PR=%4.4f;QT=%4.4f;dTU=%4.4f;e=%4.4f;fir=%4.4f;fitd=%4.4f;\n',PR,QT,dT
U,e,fir,fitd);
End

%////////// 5 wave //////////
%ไม่มีคลื่น Q หรือคลื่น Q=S หรือคลื่น U
% Find Parameters
if (k==6)
%***** ไม่มี U *****
%Turn    Max    Min    Points    low_edge    high_edge    Initial_i    j0    j1
% 1      0.0700  0.0000   26      0.0000      0.0000      39          13    39
% 2      0.0000 -0.0500   19      0.0000      0.0100      57          39    58
% 3      0.6100  0.0000   11      0.0100     -0.0300      68          58    69
% 4      0.0000 -0.1400   27     -0.0300      0.0000      96          69    96
% 5      0.1600  0.0000   79      0.0000      0.0000     179         100   179
if (output(2,3)~=0) && (output(4,3)~=0)
    if (output(1,2)~=0)      %หาความสูงของคลื่น P
        hp = output(1,2);
    else
        hp = output(1,3);
    end
    if (output(2,2)~=0)      %หาความสูงของคลื่น Q
        hq = output(2,2);
    else
        hq = output(2,3);
    end
    if (output(3,2)~=0)      %หาความสูงของคลื่น R

```

```

    hr = output(3,2);
    else
    hr = output(3,3);
    end
    if (output(4,2)~=0) %หาความสูงของคลื่น S
    hs = output(4,2);
    else
    hs = output(4,3);
    end
    if (output(5,2)~=0) %หาความสูงของคลื่น T
    ht = output(5,2);
    else
    ht = output(5,3);
    end
    fprintf('hp=%4.4f;hq=%4.4f;hr=%4.4f;hs=%4.4f;ht=%4.4f;hu=0;\n',hp,hq,hr,hs,ht);
    ratio=0.004;
    if output(3,5)~=0 && output(4,5)==0 %กรณีเปลี่ยนเครื่องหมายจากบวกเป็นลบ
    x1=(output(3,8)-1); %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น Q และ R
    x2=output(3,8);
    y1=a((output(3,8)-1));
    y2=a(output(3,8));
    x_qr=x1-(((y2-y1)/(x2-x1)).*y1);
    %fprintf('x_qr=%4.4f;x1=%d;x2=%d;y1=%4.4f;y2=%4.4f\n',x_qr,x1,x2,y1,y2);
    wp=ratio.*output(1,4); %หาความกว้างของคลื่น P
    wq=ratio.*(x_qr-output(2,8)); %หาความกว้างของคลื่น Q
    wr=ratio.*(output(3,9)-x_qr); %หาความกว้างของคลื่น R
    ws=ratio.*output(4,4); %หาความกว้างของคลื่น S
    wt=ratio.*output(5,4); %หาความกว้างของคลื่น T
    fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=0;\n',wp,wq,wr,ws,wt
    );
    end
    if output(3,5)==0 && output(4,5)~=0
    x1=(output(4,8)-1);
    x2=output(4,8);

```

```

y1=a((output(4,8)-1));
y2=a(output(4,8));
x_rs=x1-(((y2-y1)/(x2-x1)).*y1);
%fprintf('x_rs=%4.4f;x1=%d;x2=%d;y1=%4.4f;y2=%4.4f\n',x_rs,x1,x2,y1,y2);
wp=ratio.*output(1,4); %หาความกว้างของคลื่น P
wq=ratio.*output(2,4); %หาความกว้างของคลื่น Q
wr=ratio.*(x_rs-output(3,8)); %หาความกว้างของคลื่น R
ws=ratio.*(output(4,9)-x_rs); %หาความกว้างของคลื่น S
wt=ratio.*output(5,4); %หาความกว้างของคลื่น T
fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=0;\n',wp,wq,wr,ws,wt
);
end
if output(3,5)~=0 && output(4,5)~=0 %กรณีเปลี่ยนเครื่องหมายจากลบเป็นบวก
x1qr=(output(3,8)-1); %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น Q และ R
x2qr=output(3,8);
y1qr=a((output(3,8)-1));
y2qr=a(output(3,8));
x_qr=x1qr-(((y2qr-y1qr)/(x2qr-x1qr)).*y1qr);
%fprintf('x_qr=%4.4f;x1qr=%d;x2qr=%d;y1qr=%4.4f;y2qr=%4.4f\n',x_qr,x1qr,x2qr,y1
qr,y2qr);
x1rs=(output(4,8)-1); %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น R และ S
x2rs=output(4,8);
y1rs=a((output(4,8)-1));
y2rs=a(output(4,8));
x_rs=x1rs-(((y2rs-y1rs)/(x2rs-x1rs)).*y1rs);
%fprintf('x_rs=%4.4f;x1rs=%d;x2rs=%d;y1rs=%4.4f;y2rs=%4.4f\n',x_rs,x1rs,x2rs,y1rs,
y2rs);
wp=ratio.*output(1,4);
wq=ratio.*(x_qr-output(2,8));
wr=ratio.*(x_rs-x_qr);
ws=ratio.*(output(4,9)-x_rs);

```

```

    wt=ratio.*output(5,4);
fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=0;\n',wp,wq,wr,ws,wt
);
    end
    if output(3,5)==0 && output(4,5)==0
        wp=ratio.*output(1,4);
        wq=ratio.*output(2,4);
        wr=ratio.*output(3,4);
        ws=ratio.*output(4,4);
        wt=ratio.*output(5,4);
fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=0;\n',wp,wq,wr,ws,wt
);
    end
    e=ratio.*(L-1); %หาความกว้างของแถบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
    PR=ratio.*(output(2,8)-output(1,8)); %หาระยะ PR
    QT=ratio.*(output(5,9)-output(2,8)); %หาระยะ QT
    xr_center=input('xr_center = '); %ใส่ค่า xr_center
    fir=ratio.*(x_rs-xr_center); %หา fir
    fitd=ratio.*(output(5,8)-xr_center); %หา fitd
    %fprintf('xr_center=%4.4f;\n',xr_center);
fprintf('PR=%4.4f;QT=%4.4f;dTU=0;e=%4.4f;fir=%4.4f;fitd=%4.4f;\n',PR,QT,e,fir,fitd
);
end

%*****มี Q *****
%Turn    Max    Min    Points    low_edge    high_edge    Initial_i    j0    j1
% 1    0.0200    0.0000    8    0.0000    0.0000    23    15    23
% 2    0.2200    0.0000    9    0.0000    -0.0400    41    33    42
% 3    0.0000    -0.2900    10    -0.0400    0.0000    52    42    52
% 4    0.0200    0.0000    40    0.0000    0.0000    94    54    94
% 5    0.0100    0.0000    7    0.0000    0.0000    126    119    126
if (output(2,3)==0) && (output(4,3)==0)
    if (output(1,2)~=0) %หาความสูงของคลื่น P
        hp = output(1,2);

```

```

else
    hp = output(1,3);
end
if (output(2,2)~=0) %หาความสูงของคลื่น R
    hr = output(2,2);
else
    hr = output(2,3);
end
if (output(3,2)~=0) %หาความสูงของคลื่น S
    hs = output(3,2);
else
    hs = output(3,3);
end
if (output(4,2)~=0) %หาความสูงของคลื่น T
    ht = output(4,2);
else
    ht = output(4,3);
end
if (output(5,2)~=0) %หาความสูงของคลื่น U
    hu = output(5,2);
else
    hu = output(5,3);
end
fprintf('hp=%4.4f;hq=0;hr=%4.4f;hs=%4.4f;ht=%4.4f;hu=%4.4f;\n',hp,hr,hs,ht,hu);
ratio=0.004;
if output(2,5)==0 && output(3,5)~=0 %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น R และ S
x1=(output(3,8)-1);
x2=output(3,8);
y1=a((output(3,8)-1));
y2=a(output(3,8));
x_rs=x1-(((y2-y1)./(x2-x1)).*y1);
%fprintf('x_rs=%4.4f;x1=%d;x2=%d;y1=%4.4f;y2=%4.4f\n',x_rs,x1,x2,y1,y2);
wp=ratio.*output(1,4); %หาความกว้างของคลื่น P
wr=ratio.*(x_rs-output(2,8)); %หาความกว้างของคลื่น R

```

```

ws=ratio.*(output(3,9)-x_rs);           %หาความกว้างของคลื่น S
wt=ratio.*output(4,4);                 %หาความกว้างของคลื่น T
wu=ratio.*output(5,4);                 %หาความกว้างของคลื่น U
fprintf('wp=%4.4f;wq=0;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=%4.4f;\n',wp,wr,ws,wt,wu
);
end
if output(2,5)==0 && output(3,5)==0
wp=ratio.*output(1,4);
wr=ratio.*output(2,4);
ws=ratio.*output(3,4);
wt=ratio.*output(4,4);
wu=ratio.*output(5,4);
fprintf('wp=%4.4f;wq=0;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=%4.4f;\n',wp,wr,ws,wt,wu
);
end
e=ratio.*(L-1);                       %หาความกว้างของแถบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
PR=ratio.*(output(2,8)-output(1,8));   %หาระยะ PR
QT=ratio.*(output(4,9)-output(2,8));   %หาระยะ QT
dTU=ratio.*(output(5,8)-output(4,9));  %หาระยะ dTU
xr_center=input('xr_center = ');       %ใส่ค่า xr_center
fir=ratio.*(x_rs-xr_center);           %หา fir
fitd=ratio.*(output(4,8)-xr_center);    %หา fitd
%fprintf('xr_center=%4.4f;\n',xr_center);
fprintf('PR=%4.4f;QT=%4.4f;dTU=%4.4f;e=%4.4f;fir=%4.4f;fitd=%4.4f;\n',PR,QT,dT
U,e,fir,fitd);
end

%***** ภูมิ S *****
%Turn   Max    Min    Points   low_edge   high_edge   Initial_i   j0    j1
% 1     0.0000 -0.0400   14     0.0000    0.0000     33         19    33
% 2     0.0000 -0.3500    8     0.0000    0.0300     57         50    58
% 3     0.2100  0.0000   12     0.0300    0.0000     70         58    70
% 4     0.0000 -0.0400   24     0.0000    0.0000    118         94   118
% 5     0.0200  0.0000   10     0.0000    0.0000    141        131  141

```

```

%*****
if (output(2,3)~=0) && ((output(4,8)-output(3,9))>=5)
    if (output(1,2)~=0)                %หาความสูงของคลื่น P
        hp = output(1,2);
    else
        hp = output(1,3);
    end
    if (output(2,2)~=0)                %หาความสูงของคลื่น Q
        hq = output(2,2);
    else
        hq = output(2,3);
    end
    if (output(3,2)~=0)                %หาความสูงของคลื่น R
        hr = output(3,2);
    else
        hr = output(3,3);
    end
    if (output(4,2)~=0)                %หาความสูงของคลื่น T
        ht = output(4,2);
    else
        ht = output(4,3);
    end
    if (output(5,2)~=0)                %หาความสูงของคลื่น U
        hu = output(5,2);
    else
        hu = output(5,3);
    end
    fprintf('hp=%4.4f;hq=%4.4f;hr=%4.4f;hs=0;ht=%4.4f;hu=%4.4f;\n',hp,hq,hr,ht,hu);
% Find Length
ratio=0.004;
if output(3,5)~=0 && output(2,6)~=0    %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น Q และ R
x1=(output(3,8)-1);
x2=output(3,8);
y1=a((output(3,8)-1));
y2=a(output(3,8));

```



```

x_qr=x1-(((y2-y1)/(x2-x1)).*y1);
%fprintf('x_qr=%4.4f;x1=%d;x2=%d;y1=%4.4f;y2=%4.4f\n',x_qr,x1,x2,y1,y2);

wp=ratio.*output(1,4);           %หาความกว้างของคลื่น P
wq=ratio.*(x_qr-output(2,8));    %หาความกว้างของคลื่น Q
wr=ratio.*(output(3,9)-x_qr);    %หาความกว้างของคลื่น R
wt=ratio.*output(4,4);           %หาความกว้างของคลื่น T
wu=ratio.*output(5,4);           %หาความกว้างของคลื่น U

fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=0;wt=%4.4f;wu=%4.4f;\n',wp,wq,wr,wt,w
u);
end
if output(3,5)==0 && output(2,6)==0
wp=ratio.*output(1,4);
wq=ratio.*output(2,4);
wr=ratio.*output(3,4);
wt=ratio.*output(4,4);
wu=ratio.*output(5,4);

fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=0;wt=%4.4f;wu=%4.4f;\n',wp,wq,wr,wt,w
u);
end
e=ratio.*(L-1);                  %หาความกว้างของแถบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
PR=ratio.*(output(2,8)-output(1,8)); %หาระยะ PR
QT=ratio.*(output(4,9)-output(2,8)); %หาระยะ QT
dTU=ratio.*(output(5,8)-output(4,9)); %หาระยะ dTU
xr_center=input('xr_center = '); %ใส่ค่า xr_center
fir=ratio.*(output(3,9)-xr_center); %หา fir
fitd=ratio.*(output(4,8)-xr_center); %หา fitd
%fprintf('xr_center=%4.4f;\n',xr_center);

fprintf('PR=%4.4f;QT=%4.4f;dTU=%4.4f;e=%4.4f;fir=%4.4f;fitd=%4.4f;\n',PR,QT,dT
U,e,fir,fitd);
end
end

%////////// 4 wave ////////////
%ไม่มี Q,U หรือ S,U

```

```

if k==5
%***** Limit Q,U *****
%Turn    Max    Min    Points    low_edge    high_edge    Initial_i    j0    j1
%1    0.0200    0.0000    13    0.0000    0.0000    19    6    19
%2    0.3300    0.0000    11    0.0000    0.0000    51    40    51
%3    0.0000    -0.4000    8    0.0000    0.0000    59    51    59
%4    0.1300    0.0000    74    0.0000    0.0000    138    64    138
if (output(2,2)>0) && (output(3,2)==0)
if (output(1,2)~=0)                    %หาความสูงของคลื่น P
    hp = output(1,2);
else
    hp = output(1,3);
end
if (output(2,2)~=0)                    %หาความสูงของคลื่น R
    hr = output(2,2);
else
    hr = output(2,3);
end
if (output(3,2)~=0)                    %หาความสูงของคลื่น S
    hs = output(3,2);
else
    hs = output(3,3);
end
if (output(4,2)~=0)                    %หาความสูงของคลื่น T
    ht = output(4,2);
else
    ht = output(4,3);
end
fprintf('hp=%4.4f;hq=0;hr=%4.4f;hs=%4.4f;ht=%4.4f;hu=0;\n',hp,hr,hs,ht);
% Find Length
ratio=0.004;
if output(2,5)==0 && output(3,5)~=0    %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น R และ S
    % R wave to S wave (positive to negative)
    x1=(output(3,8)-1);
    x2=output(3,8);

```

```

y1=a((output(3,8)-1));
y2=a(output(3,8));
x_rs=x1-(((y2-y1)/(x2-x1)).*y1);
fprintf('x_rs=%4.4f;x1=%d;x2=%d;y1=%4.4f;y2=%4.4f\n',x_rs,x1,x2,y1,y2);
wp=ratio.*output(1,4);           %หาความกว้างของคลื่น P
wr=ratio.*(x_rs-output(2,8));     %หาความกว้างของคลื่น R
ws=ratio.*(output(3,9)-x_rs);     %หาความกว้างของคลื่น S
wt=ratio.*output(4,4);           %หาความกว้างของคลื่น T
fprintf('wp=%4.4f;wq=0;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=0;\n',wp,wr,ws,wt);
end
if output(2,5)==0 && output(3,5)==0
    wp=ratio.*output(1,4);
    wr=ratio.*output(2,4);
    ws=ratio.*output(3,4);
    wt=ratio.*output(4,4);
    fprintf('wp=%4.4f;wq=0;wr=%4.4f;ws=%4.4f;wt=%4.4f;wu=0;\n',wp,wr,ws,wt);
end
e=ratio.*(L-1);                 %หาความกว้างของแถบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
PR=ratio.*(output(2,8)-output(1,8)); %หาระยะ PR
QT=ratio.*(output(4,9)-output(2,8)); %หาระยะ QT
xr_center=input('xr_center = '); %ใส่ค่า xr_center
fir=ratio.*(output(2,9)-xr_center); %หา fir กรณีไม่มี high edge
%fir=ratio.*(x_rs-xr_center);      %หา fir กรณีมี high edge
fitd=ratio.*(output(4,8)-xr_center); %หา fitd กรณีไม่มี high edge
%fprintf('xr_center=%4.4f;\n',xr_center); %หา fitd กรณีมี high edge
fprintf('PR=%4.4f;QT=%4.4f;dTU=0;e=%4.4f;fir=%4.4f;fitd=%4.4f;\n',PR,QT,e,fir,fitd
);
end

%***** ไม่มี S,U *****
%Turn    Max    Min    Points    low_edge    high_edge    Initial_i    j0    j1
%1      0.0400  0.0000   12      0.0000     0.0000     19         7    19
%2      0.0000 -0.7400   16      0.0000     0.0100     54        39    55

```

```

%3    0.0400    0.0000    47    0.0100    0.0000    102    55    102
%4    0.0000   -0.0700    23    0.0000    0.0000    128    105    128

if output(2,2)==0 && (output(3,2)~=0)
    if (output(1,2)~=0)                %หาความสูงของคลื่น P
        hp = output(1,2);
    else
        hp = output(1,3);
    end                                %หาความสูงของคลื่น Q
    if (output(2,2)~=0)
        hq = output(2,2);
    else
        hq = output(2,3);
    end                                %หาความสูงของคลื่น R
    if (output(3,2)~=0)
        hr = output(3,2);
    else
        hr = output(3,3);
    end
    if (output(4,2)~=0)                %หาความสูงของคลื่น T
        ht = output(4,2);
    else
        ht = output(4,3);
    end
    fprintf('hp=%4.4f;hq=%4.4f;hr=%4.4f;hs=0;ht=%4.4f;hu=0;\n',hp,hq,hr,ht);
% Find Length
ratio=0.004;
if output(3,5)~=0 && output(2,6)~=0    %หาค่าจุดตัดแกน x ช่วงระหว่างคลื่น Q และ R
    % Q wave to R wave (negative to positive)
    x1=(output(3,8)-1);
    x2=output(3,8);
    y1=a((output(3,8)-1));
    y2=a(output(3,8));
    x_qr=x1-(((y2-y1)/(x2-x1)).*y1);
    %fprintf('x_qr=%4.4f;x1=%d;x2=%d;y1=%4.4f;y2=%4.4f\n',x_qr,x1,x2,y1,y2);

```

```

wp=ratio.*output(1,4);           %หาความกว้างของคลื่น P
wq=ratio.*(x_qr-output(2,8));    %หาความกว้างของคลื่น Q
wr=ratio.*(output(3,9)-x_qr);    %หาความกว้างของคลื่น R
wt=ratio.*output(4,4);           %หาความกว้างของคลื่น T
fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=0;wt=%4.4f;wu=0;\n',wp,wq,wr,wt);
end
if output(3,5)==0 && output(2,6)==0
    wp=ratio.*output(1,4);
    wq=ratio.*output(2,4);
    wr=ratio.*output(3,4);
    wt=ratio.*output(4,4);
    fprintf('wp=%4.4f;wq=%4.4f;wr=%4.4f;ws=0;wt=%4.4f;wu=0;\n',wp,wq,wr,wt);
end
e=ratio.*(L-1);                  %หาความกว้างของแถบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
PR=ratio.*(output(2,8)-output(1,8)); %หาระยะ PR
QT=ratio.*(output(4,9)-output(2,8)); %หาระยะ QT
xr_center=input('xr_center = '); %ใส่ค่า xr_center
fir=ratio.*(output(3,9)-xr_center); %หา fir
fitd=ratio.*(output(4,8)-xr_center); %หา fitd
%fprintf('xr_center=%4.4f;\n',xr_center);
fprintf('PR=%4.4f;QT=%4.4f;dTU=0;e=%4.4f;fir=%4.4f;fitd=%4.4f;\n',PR,QT,e,fir,fitd
);
    end
end

```

ภาคผนวก จ

โปรแกรมการค้นหาแบบตาบอดเชิงปรับตัว

\*\*\*\*\*

โปรแกรมสำหรับการค้นหาแบบตามูขงปรับตัวเพือหาค่าพารามิเตอร์จากสูตรเตหะราน-ไลโร

โดย นางสาววิริยาพร ฉายทองคำ สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, พ.ศ. 2548

\*\*\*\*\*

โปรแกรมหลัก

%ats\_ecg

function[best\_neighbor,best\_w,time,S,ER,count\_ER]=ats\_ecg(xlimit,list\_size,nn,max\_count,radius,lms,nsbbt,er,df)

N = size(xlimit,2); %หาจำนวนของตัวแปรจากขนาดของ xlimit

tic;

% S is a list of current solution

% Find list\_size feasible solutions for initial solution

for r=1:list\_size %สุ่มเลือกผลตั้งต้น

S(r,:)=((xlimit(1,:)-xlimit(2,:)).\*rand(1,N))+xlimit(2,:);

end

for k=1:size(S,1)

w(k,1)=obj\_func(S(k,:)); %เข้าสู่กระบวนการของฟังก์ชันวัตถุประสงค์

end

[w\_min,index]=min(abs(w)); %หาค่าต่ำสุดของสมการฟังก์ชันวัตถุประสงค์

S0=S(index,:); %บันทึกค่าต่ำสุดของสมการ

best\_neighbor=S0;

best\_w=w\_min;

neighbor\_list=zeros(list\_size,N);

overall\_best\_w=best\_w;

overall\_neighbor=best\_neighbor;

n=0;

n\_back\_tracking=0;

NRL = size(er,2); %ค่าของรัศมีปรับค่าได้

for count=1:max\_count %เริ่มกระบวนการค้นหาแบบตามู

S1=random\_neigh(nn,radius,xlimit,S0);

[best\_w1,best\_neighbor1,best\_w,best\_neighbor]=evaluate\_function(S1,best\_w,S0);

for i=count %นับจำนวนข้อมูล

ER(i,1)=count;

count\_ER(i,1)=best\_w; %บันทึกค่าความคลาดเคลื่อน

end

m=mod(count,list\_size);

```

if m==0
    k=list_size;
    format long
    best_neighbor
    format
else
    k=m;
end
neighbor_list(k,1:size(S0,2)+1)=[best_neighbor1 best_w1];
if abs(best_w1-best_w) > lms
    n=n+1;
else
    n=0;
end
if n > nsbtt %เริ่มกระบวนการเดินย้อนกลับ
    n_back_tracking=n_back_tracking+1;
    neighbor=neighbor_list(N,1:size(neighbor_list,2)-1);
    S0=neighbor;
    if best_w<overall_best_w
        overall_best_w=best_w;
        overall_best_neighbor=best_neighbor;
        n_back_tracking=0;
    end
    n=0;
    best_error=neighbor_list(N,size(neighbor_list,2));
else
    S0=best_neighbor;
end %จบกระบวนการเดินย้อนกลับ
disp('Iterations n')
disp([count n])
format long e
str = [num2str(best_w,'%0.15e') ' : ' num2str(overall_best_w,'%0.15e')];
disp('Best w : Overal best w')
disp(str)
disp(' ');
format
if n_back_tracking > nsbtt
    break
end
for i=1:NRL %เริ่มกระบวนการรัศมีปรับค่าได้

```



```

    if best_w <= er(i)
        radius = radius/df(i);
        NRL=NRL-1;
        break;
    end
end

end

if overall_best_w<best_w                %ตั้งค่าoverall
    best_w=overall_best_w;
    best_neighbor=overall_best_neighbor;
end
time=toc;
return

ฟังก์ชันวัตถุประสงค์
%obj_func
function w=obj_func(S)                %ใช้ e s fir fis fit k1 จาก S(1) S(2) S(3) S(4) S(5)
load r_aVF_m20.txt;
t1=r_aVF_m20(:,1);
y=r_aVF_m20(:,2);
f_x=y;
    rp=S(1);                %S=[e s fir fis fit k1];
    rt=S(2);
    %ru=S(3);
    k1=S(3);
    x=S(4);
    %r_aVF_m20                %คำนวณพารามิเตอร์
    wp=0.116;wq=0;wr=0.053;ws=0.02033333333333337;wt=0.32266666666666666;wu=0;
    hp=0.06;hq=0;hr=0.57;hs=-0.04;ht=0.35;hu=0;e=0.596;rq=0;rr=81;rs=88;ru=0;
    PR=0.12;QT=0.45599999999999996;dTU=0;fir=0.016999999999999987;fit=0.03733333333
    333336;
    fis=(fir*rr)./e;                %หาค่าพารามิเตอร์ fis, fit
    fit=(fit*rr)./e;

    hv1=k1*hp;                %หาค่าพารามิเตอร์คลื่น v1
    dfiv1r=pi*rr*(wq+wr)/60*e;
    wv1=PR-wp+wq+wr/2;

```

```

hv2=ht/3.22; %หาค่าพารามิเตอร์คลื่น v2
wv2=1.4*wt;
dfiv2t=pi*rt*0.313*(2*QT-2*wq-wr-wt)/120*e;
% w(t) = p(t) + v1(t) + q(t) + r(t) + s(t) + v2(t) + t(t) + u(t)

t=0:0.004:0.596;

if wq==0 & ws~=0 & wu~=0 %ไม่มีคลื่น Q
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wv1./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wv2./(120*e))));
Ls=log10(abs(x./10*hs))./log10(abs(cos(pi*rs*ws./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
Lu=log10(abs(x./10*hu))./log10(abs(cos(pi*ru*wu./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)/(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
s=(10*hs-10*hv2*(sin((pi/2)-fis+fit+dfiv2t)).^Lv2)...
*(sin((pi*rs*t/(60*e))+fir-(pi*rs*(wr+ws)/(120*e)))).^Ls;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
*(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
u=10*hu*(sin(pi*ru*t./(60*e)+fit+pi*rt*(wt+wu+2*dTU)/(120*e))).^Lu;
F = p+v1+v2+tt+r+u+s;
end

if ws==0 & wq~=0 & wu~=0 %ไม่มีคลื่น S
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wv1./(120*e))));
Lq=log10(abs(x./10*hq))./log10(abs(cos(pi*rq*wq/(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr/(120*e))));

```

```

Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*vv2./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
Lu=log10(abs(x./10*hu))./log10(abs(cos(pi*ru*wu./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
q=10*hq*(sin(pi*rq*t./(60*e)+fir+pi*rq*(wq+wr)./(120*e))).^Lq;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
u=10*hu*(sin(pi*ru*t./(60*e)+fit+pi*rt*(wt+wu+2*DTU)./(120*e))).^Lu;
F = p+v1+v2+tt+r+u+q;
end

if wu==0 & wq~=0 & ws~=0 %ไม่มีคลื่น U
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*vv1./(120*e))));
Lq=log10(abs(x./10*hq))./log10(abs(cos(pi*rq*wq/(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr/(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*vv2./(120*e))));
Ls=log10(abs(x./10*hs))./log10(abs(cos(pi*rs*ws/(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
q=10*hq*(sin(pi*rq*t./(60*e)+fir+pi*rq*(wq+wr)./(120*e))).^Lq;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
s=(10*hs-10*hv2*(sin((pi/2)-fis+fit+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rs*t/(60*e))+fir-(pi*rs*(wr+ws)/(120*e)))).^Ls;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...

```

```

        *(sin((pi*rt*t)/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e))).^Lt;
F = p+v1+v2+tt+r+q+s;
end

if wq==0 & wu==0 & ws~=0                                %ไม่มีคลื่น Q และ U
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wpv1./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wpv2./(120*e))));
Ls=log10(abs(x./10*hs))./log10(abs(cos(pi*rs*ws./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e))+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)/(120*e)).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e))+fir+dfiv1r).^Lv1;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e))+fir).^Lr;
s=(10*hs-10*hv2*(sin((pi/2)-fis+fit+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rs*t)/(60*e))+fir-(pi*rs*(wr+ws)/(120*e))).^Ls;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e))+fit+dfiv2t).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t)/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e))).^Lt;
F = p+v1+v2+tt+r+s;
end

if ws==0 & wu==0 & wq~=0                                %ไม่มีคลื่น S และ U
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wpv1./(120*e))));
Lq=log10(abs(x./10*hq))./log10(abs(cos(pi*rq*wq./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wpv2./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e))+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)/(120*e)).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e))+fir+dfiv1r).^Lv1;

```

```

q=10*hq*(sin(pi*rq*t./(60*e)+fir+pi*rq*(wq+wr)./(120*e))).^Lq;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t./(60*e)+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)./(120*e))))).^Lt;
F = p+v1+v2+tt+r+q;
end

if wq==0 & ws==0 & wu~=0                                %ไม่มีคลื่น Q และ S
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp)./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp1)./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr)./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wp2)./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt)./(120*e))));
Lu=log10(abs(x./10*hu))./log10(abs(cos(pi*ru*wu)./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t./(60*e)+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)./(120*e))))).^Lt;
u=10*hu*(sin(pi*ru*t./(60*e)+fit+pi*rt*(wt+wu+2*DTU)./(120*e))).^Lu;
F = p+v1+v2+tt+r+u;
end

if wq==0 & ws==0 & wu==0                                %ไม่มีคลื่น Q, S และ U
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp)./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp1)./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr)./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wp2)./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt)./(120*e))));
%*****

```

```

p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t./(60*e)+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)./(120*e))))).^Lt;
F = p+v1+v2+tt+r;
end

if wq~=0 & ws~=0 & wu~=0 %มีทุกคลื่น
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp1./(120*e))));
Lq=log10(abs(x./10*hq))./log10(abs(cos(pi*rq*wq./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wp2./(120*e))));
Ls=log10(abs(x./10*hs))./log10(abs(cos(pi*rs*ws./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
Lu=log10(abs(x./10*hu))./log10(abs(cos(pi*ru*wu./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
q=10*hq*(sin(pi*rq*t./(60*e)+fir+pi*rq*(wq+wr)./(120*e))).^Lq;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
s=(10*hs-10*hv2*(sin((pi/2)-fis+fit+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rs*t./(60*e)+fir-(pi*rs*(wr+ws)./(120*e))))).^Ls;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t./(60*e)+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)./(120*e))))).^Lt;
u=10*hu*(sin(pi*ru*t./(60*e)+fit+pi*rt*(wt+wu+2*dTU)./(120*e))).^Lu;
F = p+v1+v2+tt+r+q+s+u;
end

v = F./10;

```

```

v=v';
sum_square=0;
sum_squaref_x=0;
[m,n]=size(f_x);
for i=1:m
    square(i,1)=(v(i,1)-f_x(i,1)).^2;
    sum_square=sum_square+square(i,1);
    squaref_x(i,1)=(f_x(i,1)).^2;
    sum_squaref_x=sum_squaref_x+squaref_x(i,1);
end
mean=sum_square./sum_squaref_x;
Rootmean=(mean).^0.5;
PRD=Rootmean*100;
w=PRD; %w คือตัวชี้วัดคุณลักษณะ
return

โปรแกรมเปรียบเทียบค่าของerror
% evaluate function
function [best_w1,best_neighbor1,best_w,best_neighbor]=evaluate
function(S1,best_w,S0)
w=[];
for k=1:size(S1,1)
    w(k,1)=obj_func(S1(k,:));
end
[best_w1,index]=min(abs(w));
best_neighbor1=S1(index,:);
if best_w1<best_w
    best_w=best_w1;
    best_neighbor=S1(index,:);
else
    best_neighbor=S0;
end
return

% rand1
function x=rand1(a,b)

```

```
% a uniform distribution on the interval (a,b).
% a < b.
x=a+rand*(b-a);
```

```
% random neigh
```

```
function S1=random_neigh(Number_neighb,radius,xlimit,S0)
```

```
for u=1:Number_neighb
```

```
    for k=1:size(xlimit,2)
```

```
        S1(u,k)=S0(1,k)+(radius*(xlimit(1,k)-xlimit(2,k))*rand1(-1,1));
```

```
        while ( S1(u,k)>xlimit(1,k) | S1(u,k)<xlimit(2,k) )
```

```
            S1(u,k)=S0(1,k)+(radius*(xlimit(1,k)-xlimit(2,k))*rand1(-1,1));
```

```
        end
```

```
    end
```

```
end
```

```
return
```

```
โปรแกรมใช้ทดสอบ
```

```
%test_ecg
```

```
clear;
```

```
xlimit = [150 200 -0.36 1;
```

```
          110 110 -0.44 0.0001];
```

```
%กำหนดค่าขอบเขต
```

```
list_size = 5;
```

```
%กำหนดค่า list_size เท่ากับจำนวนตัวแปร
```

```
nn = 40;
```

```
%กำหนดค่าค่าตอบรอบข้าง
```

```
max_count = 1500;
```

```
%กำหนดค่าการนับรอบสูงสุด
```

```
radius = 1;
```

```
%กำหนดค่ารัศมีการค้นหา
```

```
lms = 1e-5;
```

```
%กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนน้อยสุด
```

```
nsbbt = 15;
```

```
%กำหนดค่าจำนวนครั้งการเดินย้อนกลับ
```

```
er = [0.2 0.2 0.5 0.65];
```

```
%กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนของแต่ละตัว
```

```
df = [5 5 2 2];
```

```
%กำหนดค่าตัวประกอบการลดรัศมี
```

```
[best_value,best_w,time,S0]=ats_ecg(xlimit,list_size,nn,max_count,radius,lms,nsbbt,e  
r,df);
```

```
%ผลคำตอบที่ดีที่สุด
```

```
rp=best_value(1);
```

```
rt=best_value(2);
```

```
%ru=best_value(3);
```

```
k1=best_value(3);
```



```

x=best_value(4);
% Test resulting
fprintf('rp=%d;rt=%d;k1=%d;x=%d;\n',rp,rt,k1,x);

%*****
load r_aVF_m20.txt; %เรียกข้อมูลที่จะทดสอบ
t1=r_aVF_m20(:,1);
y=r_aVF_m20(:,2);
f_x=y;
%*****
% calculate Parameter
%r_aVF_m20
wp=0.116;wq=0;wr=0.053;ws=0.02033333333333337;wt=0.3226666666666666;wu=0;
hp=0.06;hq=0;hr=0.57;hs=-0.04;ht=0.35;hu=0;e=0.596;rq=0;rr=81;rs=88;ru=0;
PR=0.12;QT=0.45599999999999996;dTU=0;fir=0.016999999999999987;fit=0.03733333333
333336;
fis=(fir*rr)./e; %หาค่าพารามิเตอร์ fis, fit
fit=(fit*rr)./e;

hv1=k1*hp; %หาค่าพารามิเตอร์คลื่น v1
dfiv1r=pi*rr*(wq+wr)/60*e;
wv1=PR-wp+wq+wr/2;

hv2=ht/3.22; %หาค่าพารามิเตอร์คลื่น v2
wv2=1.4*wt;
dfiv2t=pi*rt*0.313*(2*QT-2*wq-wr-wt)/120*e;
% w(t) = p(t) + v1(t) + q(t) + r(t) + s(t) + v2(t) + t(t) + u(t)

t=0:0.004:0.596;

if wq==0 & ws==0 & wu==0 %ไม่มีคลื่น Q
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wv1./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wv2./(120*e))));

```

```

Ls=log10(abs(x./10*hs))./log10(abs(cos(pi*rs*ws./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
Lu=log10(abs(x./10*hu))./log10(abs(cos(pi*ru*wu./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)/(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
s=(10*hs-10*hv2*(sin((pi/2)-fis+fit+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rs*t/(60*e))+fir-(pi*rs*(wr+ws)/(120*e)))).^Ls;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
u=10*hu*(sin(pi*ru*t./(60*e)+fit+pi*rt*(wt+wu+2*dTU)/(120*e))).^Lu;
F = p+v1+v2+tt+r+u+s;
end

if ws==0 & wq~=0 & wu~=0 %ไม่มีคลื่น S
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*vv1/(120*e))));
Lq=log10(abs(x./10*hq))./log10(abs(cos(pi*rq*wq/(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr/(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*vv2/(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt/(120*e))));
Lu=log10(abs(x./10*hu))./log10(abs(cos(pi*ru*wu/(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)/(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
q=10*hq*(sin(pi*rq*t./(60*e)+fir+pi*rq*(wq+wr)/(120*e))).^Lq;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;

```

```

u=10*hu*(sin(pi*ru*t./(60*e)+fit+pi*rt*(wt+wu+2*dTU)./(120*e))).^Lu;
F = p+v1+v2+tt+r+u+q;
end
if wu==0 & wq~=0 & ws~=0                                %ไม่มีคลื่น U
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp1./(120*e))));
Lq=log10(abs(x./10*hq))./log10(abs(cos(pi*rq*wq./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wp2./(120*e))));
Ls=log10(abs(x./10*hs))./log10(abs(cos(pi*rs*ws./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
q=10*hq*(sin(pi*rq*t./(60*e)+fir+pi*rq*(wq+wr)./(120*e))).^Lq;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
s=(10*hs-10*hv2*(sin((pi/2)-fis+fit+dfiv2t)).^Lv2)...
*(sin((pi*rs*t/(60*e))+fir-(pi*rs*(wr+ws)/(120*e)))).^Ls;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
*(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
F = p+v1+v2+tt+r+q+s;
end

if wq==0 & wu==0 & ws~=0                                %ไม่มีคลื่น Q และ U
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp1./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wp2./(120*e))));
Ls=log10(abs(x./10*hs))./log10(abs(cos(pi*rs*ws./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;

```

```

v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
s=(10*hs-10*hv2*(sin((pi/2)-fis+fit+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rs*t/(60*e))+fir-(pi*rs*(wr+ws)/(120*e)))).^Ls;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
F = p+v1+v2+tt+r+s;
end

if ws==0 & wu==0 & wq~=0                                %ไม่มีคลื่น S และ U
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp1./(120*e))));
Lq=log10(abs(x./10*hq))./log10(abs(cos(pi*rq*wq./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wp2./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)/(120*e)))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
q=10*hq*(sin(pi*rq*t./(60*e)+fir+pi*rq*(wq+wr)/(120*e)))).^Lq;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
F = p+v1+v2+tt+r+q;
end

if wq==0 & ws==0 & wu~=0                                %ไม่มีคลื่น Q และ S
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp1./(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*wp2./(120*e))));

```

```

Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
Lu=log10(abs(x./10*hu))./log10(abs(cos(pi*ru*wu./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
u=10*hu*(sin(pi*ru*t./(60*e)+fit+pi*rt*(wt+wu+2*dTU)./(120*e))).^Lu;
F = p+v1+v2+tt+r+u;
end

if wq==0 & ws==0 & wu==0                                %ไม่มีคลื่น Q, S และ U
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*vv1/(120*e))));
Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*vv2/(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)./(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
    *(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
F = p+v1+v2+tt+r;
end

if wq~=0 & ws~=0 & wu~=0                                %มีทุกคลื่น
Lp=log10(abs(x./10*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*wp./(120*e))));
Lv1=log10(abs(x./10*k1*hp))./log10(abs(cos(pi*rp*vv1/(120*e))));
Lq=log10(abs(x./10*hq))./log10(abs(cos(pi*rq*wq/(120*e))));

```

```

Lr=log10(abs(x./10*hr))./log10(abs(cos(pi*rr*wr./(120*e))));
Lv2=log10(abs(x./10*hv2))./log10(abs(cos(pi*rt*vw2./(120*e))));
Ls=log10(abs(x./10*hs))./log10(abs(cos(pi*rs*ws./(120*e))));
Lt=log10(abs(x./10*ht))./log10(abs(cos(pi*rt*wt./(120*e))));
Lu=log10(abs(x./10*hu))./log10(abs(cos(pi*ru*wu./(120*e))));
%*****
p=10*hp*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+pi*rp*(2*PR+wq-wr)/(120*e))).^Lp;
v1=10*hv1*(sin(pi*rp*t./(60*e)+fir+dfiv1r)).^Lv1;
q=10*hq*(sin(pi*rq*t./(60*e)+fir+pi*rq*(wq+wr)/(120*e))).^Lq;
r=10*hr*(sin(pi*rr*t./(60*e)+fir)).^Lr;
s=(10*hs-10*hv2*(sin((pi/2)-fis+fit+dfiv2t)).^Lv2)...
*(sin((pi*rs*t/(60*e))+fir-(pi*rs*(wr+ws)/(120*e)))).^Ls;
v2=10*hv2*(sin(pi*rt*t./(60*e)+fit+dfiv2t)).^Lv2;
tt=(10*ht-10*hv2*(sin((pi/2)+dfiv2t)).^Lv2)...
*(sin((pi*rt*t/(60*e))+fir-(pi*rt*(2*QT-wq-wr)/(120*e)))).^Lt;
u=10*hu*(sin(pi*ru*t./(60*e)+fit+pi*rt*(wt+wu+2*dTU)/(120*e))).^Lu;
F = p+v1+v2+tt+r+q+s+u;
End
v = F./10;
figure(1);
plot(t1,f_x,'b-',t,v,'r:') %พล็อตกราฟเปรียบเทียบกับแบบจำลอง
xlabel('Time(sec)')
ylabel('Voltage(mV)')
legend('Original Signal','Reconstructed Signal')
grid
figure(2);
plot(ER,count_ER) %พล็อตกราฟค่าความคลาดเคลื่อน
xlabel('count')
ylabel('error(%')

```

ภาคผนวก จ

โปรแกรมการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 วิธี

```

*****
โปรแกรมสำหรับการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 3 วิธี
โดย นางสาววิริยาพร ฉายทองคำ สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, พ.ศ. 2548
*****
%*****
%วิธีที่ 1 การแทนค่าเฉลี่ยเลขคณิตในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์
%*****
clear all;

%ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

%r_v6
wp=0.097025641;wq=0.035930769;wr=0.048220513;ws=0.04364359;wt=0.23825641;wu=0.0
36820513;hp=0.058907692;hq=-0.062712821;hr=0.927407692;hs=-
0.151994872;ht=0.196084615;
hu=0.010248718;rp=99.66666667;rq=81.58974359;rr=89.64102564;rs=81.30769231;rt=173.07
69231;ru=96.84615385;PR=0.141333333;QT=0.423794872;dTU=0.020717949;fir=0.0258948
72;fis=3.143138462;fit=15.09595385;k1=-0.257266667;x=0.389320513;e=0.747589744;
%*****
A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27); %เมตริกซ์เอกลักษณ์
I(1,:)=A;Y1=eye(27); %แทนเมตริกซ์ A ในแถวแรกของเมตริกซ์เอกลักษณ์
A1=inv(I);
B=A1*Y1; %ค่าที่จะนำไปใช้ทดสอบ
Y=B*I;
Ymean=det(Y);
%fprintf('Ymean = %4.4f\n',Ymean);
%ข้อมูลที่ใช้ทดสอบ

%r_v6_m11 %ข้อมูลที่ใช้ทดสอบ
wp=0.06;wq=0.09040000000000001;wr=0.02526666666666666;ws=0.05633333333333334;
wt=0.2;wu=0;hp=0.04;hq=-0.05;hr=0.22;hs=-0.31;ht=0.18;hu=0;e=0.532;rq=74;rr=80;rs=87;

```



```

PR=0.06;QT=0.376;dTU=0;fir=0.011666666666666659;fit=0.072000000000000001;
rp=100;rt=183;ru=0;k1=-2.476851e-001;x=4.547870e-001;

%*****

fis=(fir*rr)./e;          %หาค่า fis
fit=(fit*rr)./e;          %หาค่า fit

%*****

A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);
I(1,:)=A;
Y=B*I;
Ytest=det(Y);              %ค่าที่ได้จากการทดสอบเพื่อนำไปจำแนก
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);

%*****

%วิธีที่ 2 การแทนค่าเฉลี่ยเลขคณิตในแถวเส้นทแยงมุมของเมตริกซ์เอกลักษณ์

%*****

clear all;

%ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของพารามิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

%*****

%or_v6

wp=0.097025641;wq=0.035930769;wr=0.048220513;ws=0.04364359;wt=0.23825641;wu=0.0
36820513;hp=0.058907692;hq=-0.062712821;hr=0.927407692;hs=-
0.151994872;ht=0.196084615;
hu=0.010248718;rp=99.66666667;rq=81.58974359;rr=89.64102564;rs=81.30769231;rt=173.07
69231;ru=96.84615385;PR=0.141333333;QT=0.423794872;dTU=0.020717949;fir=0.0258948
72;fis=3.143138462;fit=15.09595385;k1=-0.257266667;x=0.389320513;e=0.747589744;

A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);Y1=eye(27);      %เมตริกซ์เอกลักษณ์
for i=1:27;
    I(i,i)=A(1,i);           %แทนเมตริกซ์ A ในแนวเส้นทแยงมุม
End                            ของเมตริกซ์เอกลักษณ์

```

```

A1=inv(I);
B=A1*Y1;
Y=B*I;
Ymean=det(Y);
%fprintf('Ymean = %4.4f\n',Ymean);

%r_v6_m11                                %ข้อมูลที่ใช้ทดสอบ
wp=0.06;wq=0.09040000000000001;wr=0.02526666666666666;ws=0.056333333333333346;
wt=0.2;wu=0;hp=0.04;hq=-0.05;hr=0.22;hs=-0.31;ht=0.18;hu=0;e=0.532;rq=74;rr=80;rs=87;
PR=0.06;QT=0.376;dTU=0;fir=0.011666666666666659;fit=0.07200000000000001;
rp=100;rt=183;ru=0;k1=-2.476851e-001;x=4.547870e-001;

%*****

fis=(fir*rr)./e;                                %หาค่า fis
fit=(fit*rr)./e;                                %หาค่า fit

%*****

%เลือกกรณีที่ใช้ทดสอบ

%***** (1) มีทุกคลื่น *****

if wq~=0 & ws~=0 & wu~=0
A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);
for i=1:27;
    I(i,i)=A(1,i);
end
Y=B*I;
Ytest=det(Y);
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);
fprintf('All wave');
end

%***** (2) ไม่มีคลื่น Q *****

if wq==0 & ws~=0 & wu~=0
A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);
for i=1:27;
    I(i,i)=A(1,i);

```

```

end
I1 = I;
I1(:,2)=[],I1(2,:)=[];
I1(:,7)=[],I1(7,:)=[];
I1(:,12)=[],I1(12,:)=[];
%*****

B(:,2)=[],B(2,:)=[];
B(:,7)=[],B(7,:)=[];
B(:,12)=[],B(12,:)=[];

Y=B*I1;
Ytest=det(Y);
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);
fprintf('Not Q');
end
%***** (3) ไม้กลืน S *****

if ws==0 & wq~=0 & wu~=0
A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);
for i=1:27;
    I(i,i)=A(1,i);
end
I1 = I;
I1(:,4)=[],I1(4,:)=[];
I1(:,9)=[],I1(9,:)=[];
I1(:,14)=[],I1(14,:)=[];
%*****

B(:,4)=[],B(4,:)=[];
B(:,9)=[],B(9,:)=[];
B(:,14)=[],B(14,:)=[];

Y=B*I1;
Ytest=det(Y);
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);

```

```

fprintf('Not S');
end
%***** (4) ไม่มีกลิ่น U *****

if wp~=0 & ws~=0 & wq~=0 & wu==0
A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);
for i=1:27;
    I(i,i)=A(1,i);
end
I1 = I;
I1(:,6)=[];I1(6,:)=[];
I1(:,11)=[];I1(11,:)=[];
I1(:,16)=[];I1(16,:)=[];
I1(:,18)=[];I1(18,:)=[];
%*****

B(:,6)=[];B(6,:)=[];
B(:,11)=[];B(11,:)=[];
B(:,16)=[];B(16,:)=[];
B(:,18)=[];B(18,:)=[];
Y=B*I1;
Ytest=det(Y);
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);
fprintf('Not U');
end
%***** (5) ไม่มีกลิ่น Q และ U *****

if wq==0 & ws~=0 & wu==0
A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);
for i=1:27;
    I(i,i)=A(1,i);
end
I1 = I;
I1(:,2)=[];I1(2,:)=[];

```

```

I1(:,5)=[];I1(5,:)=[];
I1(:,6)=[];I1(6,:)=[];
I1(:,9)=[];I1(9,:)=[];
I1(:,10)=[];I1(10,:)=[];
I1(:,13)=[];I1(13,:)=[];
I1(:,15)=[];I1(15,:)=[];
I1(:,18)=[];I1(18,:)=[];
%*****

B(:,2)=[]; B(2,:)=[];
B(:,5)=[]; B(5,:)=[];
B(:,6)=[]; B(6,:)=[];
B(:,9)=[]; B(9,:)=[];
B(:,10)=[]; B(10,:)=[];
B(:,13)=[]; B(13,:)=[];
B(:,15)=[]; B(15,:)=[];
B(:,18)=[]; B(18,:)=[];

Y=B*I1;
Ytest=det(Y);
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);
fprintf('Not Q,U');
end
%***** (6) မှီခိုမှု S နှင့် U *****

if wq~=0 & ws==0 & wu==0
A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);
for i=1:27;
    I(i,i)=A(1,i);
end
I1 = I;
I1(:,4)=[];I1(4,:)=[];
I1(:,5)=[];I1(5,:)=[];

```

```

I1(:,8)=[];I1(8,:)=[];
I1(:,9)=[];I1(9,:)=[];
I1(:,12)=[];I1(12,:)=[];
I1(:,13)=[];I1(13,:)=[];
I1(:,15)=[];I1(15,:)=[];
%*****

B(:,4)=[]; B(4,:)=[];
B(:,5)=[]; B(5,:)=[];
B(:,8)=[]; B(8,:)=[];
B(:,9)=[]; B(9,:)=[];
B(:,12)=[]; B(12,:)=[];
B(:,13)=[]; B(13,:)=[];
B(:,15)=[]; B(15,:)=[];

Y=B*I1;
Ytest=det(Y);
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);
fprintf('Not S,U');
end
%***** (7) ไม่มีกลิ่น P และ U *****

if wp==0 & wq~=0 & ws~=0 & wu==0
A = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1 x
e];
I = eye(27);
for i=1:27;
    I(i,i)=A(1,i);
end
I1 = I;
I1(:,1)=[];I1(1,:)=[];
I1(:,5)=[];I1(5,:)=[];
I1(:,5)=[];I1(5,:)=[];
I1(:,9)=[];I1(9,:)=[];
I1(:,9)=[];I1(9,:)=[];

```

```

I1(:,13)=[];I1(13,:)=[];
I1(:,13)=[];I1(13,:)=[];
I1(:,14)=[];I1(14,:)=[];
I1(:,17)=[];I1(17,:)=[];
%*****

B(:,1)=[]; B (1, :)=[];
B(:,5)=[]; B(5, :)=[];
B(:,5)=[]; B(5, :)=[];
B(:,9)=[]; B(9, :)=[];
B(:,9)=[]; B(9, :)=[];
B(:,13)=[]; B(13, :)=[];
B(:,13)=[]; B(13, :)=[];
B(:,14)=[]; B(14, :)=[];
B(:,17)=[]; B(17, :)=[];
Y=B*I1;
Ytest=det(Y);
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);
fprintf('Not P,U');
end
%*****

%วิธีที่ 3 ใช้วิธี Generalized Linear Model
%*****

%***** มีทุกกลั่น *****

clear all;
%เมตริกซ์ A ใช้เป็นเมตริกซ์ต้นแบบที่ใช้ในการทดสอบ
A=[0.076 0.024 0.0344 0.05 0.196 0.036 0.05 -0.13 1.53 -0.17 0.12 0.03 98 92 93 100 177 230
0.156 0.384 0.06 0.0144 2.0857 20.925 -0.2392 0.426 0.64
0.108 0.08 0.0472 0.1468 0.102 0 0.119 -0.1289 1.7256 -0.2777 0.1488 0 70 60 62 68 108 0
0.108 0.376 0 0.0232 2.7662 20.2692 -0.2997 0.2295 0.52
0.08 0.056 0.0382 0.1298 0.176 0 0.0402 -0.1709 1.1859 -0.1809 0.191 0 107 75 80 83 158 0
0.084 0.4 0 0.0222 3.3969 23.2061 -0.294 0.0034 0.524

```

0.108 0.0465 0.0361 0.0754 0.126 0 0.0994 -0.2088 1.253 -0.2088 0.3182 0 70 65 67 75 133  
0 0.108 0.284 0 0.0186 3.117 15.745 -0.2041 0.8349 0.4

0.096 0.0665 0.0367 0.05 0.14 0 0.1 -0.17 0.64 -0.39 0.26 0 87 72 79 86 168 0 0.096 0.392 0  
0.0152 2.1443 23.1357 -0.2249 0.1832 0.56

0.128 0.064 0.0497 0.2143 0.044 0 0.06 -0.02 0.84 -0.09 0.02 0 79 70 70 90 145 0 0.132  
0.376 0 0.0177 1.9323 25.8125 -0.2093 0.0026 0.64

0.078 0.0958 0.0356 0.05 0.164 0 0.07 -0.08 1.19 -0.32 0.24 0 88 65 67 75 175 0 0.078 0.39  
0 0.0134 1.7935 14.472 -0.228 0.9605 0.5

0.108 0.078 0.024 0.07 0.196 0 0.0807 -0.0504 0.1311 -0.5849 0.2924 0 116 65 67 73 180 0  
0.108 0.38 0 0.006 0.7731 11.3385 -0.2665 0.6389 0.52

0.064 0.0971 0.0369 0.1259 0.112 0 0.0502 -0.1406 1.1349 -0.3415 0.2009 0 88 60 72 80  
162 0 0.064 0.372 0 0.0181 2.7111 21.6 -0.2559 0.7518 0.48

0.092 0.122 0.0287 0.08 0.124 0 0.06 -0.08 0.39 -0.43 0.15 0 77 65 70 85 132 0 0.092 0.424  
0 0.0107 1.3333 20 -0.2947 0.2536 0.56

0.064 0.1154 0.0403 0.1343 0.082 0 0.03 -0.14 1.13 -0.14 0.1 0 109 60 60 70 140 0 0.068  
0.372 0 0.0197 2.4643 19.25 -0.2508 0.0028 0.48

0.088 0.0845 0.035 0.08 0.104 0 0.08 -0.09 0.69 -0.19 0.14 0 77 65 70 75 140 0 0.088 0.348  
0 0.0156 2.1435 19.2913 -0.2895 0.7418 0.508

0.064 0.0356 0.0397 0.05 0.126 0.076 0.06 -0.13 1.39 -0.25 0.24 0.08 105 90 93 100 173 210  
0.1 0.308 0.008 0.0152 2.7274 21.8192 -0.2917 0.1869 0.52

0.06 0.0743 0.0302 0.1055 0.118 0 0.08 -0.16 0.74 -0.23 0.25 0 105 68 75 85 187 0 0.06  
0.328 0 0.0125 2.1963 20.6776 -0.2139 0.0224 0.428

0.07 0.097 0.032 0.05 0.144 0 0.0504 -0.1209 0.645 -0.2822 0.3829 0 105 68 75 80 192 0  
0.07 0.378 0 0.015 2.1635 17.3077 -0.274 0.2765 0.52

0.084 0.0367 0.0332 0.0622 0.104 0 0.05 -0.13 0.63 -0.32 0.13 0 60 65 67 73 126 0 0.136  
0.296 0 0.0138 2.1041 20.7091 -0.2097 0.648 0.44

0.108 0.0867 0.0338 0.05 0.1 0.132 0.06 -0.23 0.98 -0.37 0.13 0.03 96 85 90 97 168 182  
0.108 0.408 0.012 0.0165 1.9516 24.1579 -0.2011 0.4538 0.76

0.084 0.089 0.0364 0.07 0.116 0.104 0.08 -0.13 1.01 -0.37 0.19 0.03 110 85 95 105 163 184  
0.088 0.388 0.028 0.0174 2.4325 22.9118 -0.2225 0.4457 0.68



0.072 0.0563 0.0292 0.1065 0.052 0 0.07 -0.14 0.76 -0.23 0.03 0 73 58 63 77 165 0 0.072  
0.244 0 0.0135 2.3692 21 -0.2723 0.9993 0.36

0.088 0.082 0.0397 0.1356 0.1307 0 0.07 -0.09 1.16 -0.17 0.13 0 87 70 70 70 196 0 0.088  
0.388 0 0.0217 3.04 22.0267 -0.2876 0.711 0.5

0.068 0.073 0.0358 0.05 0.076 0 0.05 -0.09 0.87 -0.4 0.12 0 94 70 78 90 148 0 0.068 0.318 0  
0.0128 2.2691 25.8818 -0.295 0.7321 0.44

0.06 0.0309 0.0301 0.07 0.12 0 0.05 -0.17 0.76 -0.42 0.21 0 88 77 78 90 143 0 0.092 0.272 0  
0.013 2.3103 18.4364 -0.244 0.5677 0.44

0.092 0.0727 0.0377 0.07 0.316 0 0.07 -0.08 0.95 -0.48 0.21 0 96 90 96 106 165 0 0.092  
0.596 0 0.0143 1.8092 23.2421 -0.2199 0.9939 0.76

0.036 0.0327 0.0292 0.05 0.0787 0 0.05 -0.26 0.89 -0.42 0.12 0 82 67 69 73 111 0 0.116  
0.252 0 0.0139 2.4 21.62 -0.2939 0.5011 0.4

0.048 0.11 0.035 0.05 0.108 0 0.03 -0.2 0.98 -0.52 0.21 0 71 60 68 75 145 0 0.048 0.3640  
0.017 2.4701 18.5983 -0.2083 0.9124 0.468

0.064 0.0992 0.0225 0.1343 0.108 0.072 0.08 -0.13 0.33 -0.14 0.13 0.09 106 80 85 85 173  
200 0.064 0.364 0.048 0.0097 1.4885 22.1739 -0.283 0.4614 0.552

0.084 0.0985 0.0403 0.05 0.196 0 0.08 -0.15 1.74 -0.3 0.1 0 103 85 90 95 168 0 0.084 0.476  
0 0.0187 2.6341 22.5 -0.2681 0.0201 0.64

0.084 0.0577 0.0494 0.1329 0.12 0.064 0.0604 -0.0402 1.2172 -0.0805 0.0704 -0.0101 95 85  
88 98 165 195 0.084 0.36 0.004 0.0231 3.3846 22.88 -0.264 0.0955 0.6

0.068 0.022 0.0479 0.0901 0.108 0.044 0.07 -0.02 0.42 -0.36 0.03 0.02 122 102 100 118 166  
194 0.128 0.372 0.076 0.0139 2.1691 32.5 -0.2738 0.0115 0.64

0.0853 0.0892 0.0414 0 0.092 0 0.05 -0.18 1.62 0 0.05 0 87 75 82 0 175 0 0.0853 0.3987 0  
0.016 2.2013 26.4161 -0.2779 0.52 0.596

0.06 0.0978 0.032 0.05 0.096 0 0.07 -0.2 0.78 -0.39 0.05 0 92 60 68 75 124 0 0.064 0.324 0  
0.0138 2.2262 18.1333 -0.2159 0.5847 0.42

0.024 0.1065 0.0293 0.05 0.1027 0 0.02 -0.38 1.26 -0.61 0.17 0 121 60 72 75 172 0 0.032  
0.34 0 0.0119 2.2237 21.25 -0.2722 0.7387 0.384

0.076 0.0434 0.034 0.05 0.156 0 0.06 -0.08 0.93 -0.48 0.21 0 96 88 90 95 164 0 0.12 0.368 0  
0.0134 2.0432 22.5 -0.2608 0.0373 0.592

```

0.088 0.0885 0.0338 0.05 0.192 0 0.06 -0.05 0.87 -0.6 0.39 0 90 80 81 91 157 0 0.088 0.428
0 0.0103 1.4956 17.9357 -0.2935 0.0715 0.56

0.048 0.0847 0.0248 0.05 0.114 0.052 0.04 -0.15 0.67 -1.08 0.28 0.04 106 82 87 93 190 198
0.052 0.324 0.02 0.0095 1.7307 20.105 -0.2835 0.4755 0.476

0.068 0.0633 0.0358 0.0649 0.132 0 0.05 -0.19 0.91 -0.13 0.34 0 95 70 80 85 183 0 0.072
0.296 0 0.0191 3.5328 15.5556 -0.248 0.1572 0.432

0.074 0.0783 0.0402 0.05 0.148 0 0.08 -0.13 0.79 -0.36 0.28 0 93 70 75 80 159 0 0.074 0.358
0 0.0126 2.032 16.8103 -0.2159 0.796 0.464

0.066 0.1023 0.0391 0.1045 0.112 0.028 0.02 -0.16 0.84 -0.17 0.1 0.01 90 70 80 85 198 220
0.066 0.358 0.056 0.0195 3.0417 19.375 -0.2774 0.7891 0.512

0.104 0.029 0.0393 0.05 0.16 0.2 0.08 -0.05 1.38 -0.22 0.41 0.08 88 98 98 105 175 192 0.128
0.336 0.012 0.0163 1.9072 14.4667 -0.2013 0.7359 0.84

0.092 0.062 0.037 0.057 0.184 0 0.09 -0.05 0.38 -0.15 0.32 0 85 80 83 90 178 0 0.092 0.344
0 0.019 3.154 13.28 -0.2748 0.7728 0.5];

A1=(inv(A'*A))*A';Y1=ones(40,1);          %เมตริกซ์A(40,40)
B=A1*Y1;

%*****

rec_v6_56                                %ข้อมูลที่ใช้ทดสอบ
wp=0.076;wq=0.023999999999999994;wr=0.034352941176470586;ws=0.05;wt=0.196000000
00000006;wu=0.036;
hp=0.05;hq=-0.13;hr=1.53;hs=-0.17;ht=0.12;hu=0.03;e=0.64;rq=92;rr=93;rs=100;
PR=0.156;QT=0.384;dTU=0.059999999999999994;fir=0.014352941176470596;fit=0.144;
rp=98;rt=177;ru=230;k1=-2.392355e-001;x=4.260336e-001;

%*****

fis=(fir*rr)./e;                        %หาค่า fis
fit=(fit*rr)./e;                        %หาค่า fit

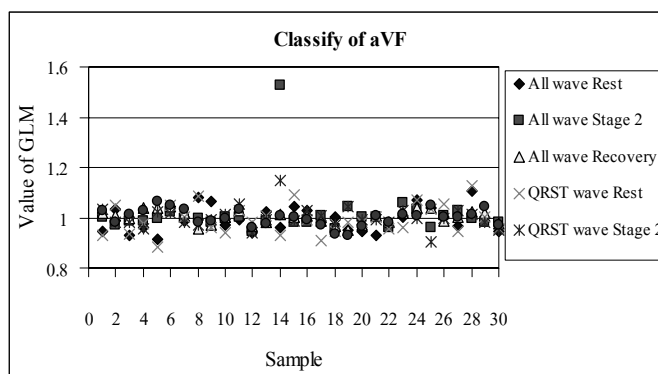
%*****

Atest = [wp wq wr ws wt wu hp hq hr hs ht hu rp rq rr rs rt ru PR QT dTU fir fis fit k1
x e];
Ytest=Atest*B;
fprintf('Ytest = %4.4f\n',Ytest);          %ผลที่ได้จากการทดสอบ

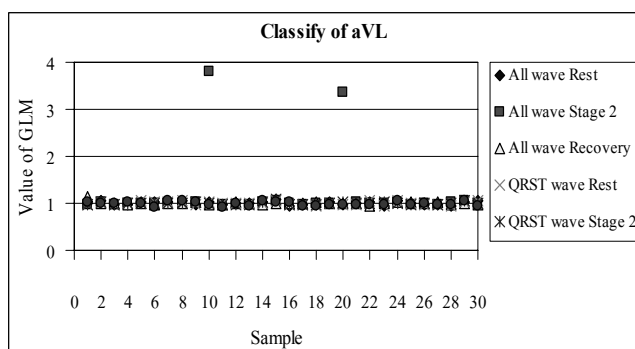
```

## ภาคผนวก ข

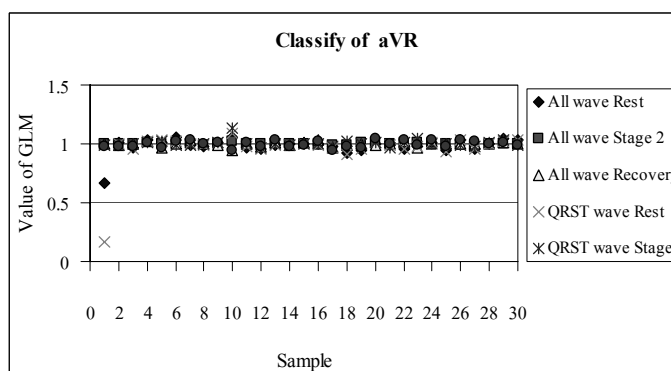
ตารางและภาพแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจาก  
คลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะ



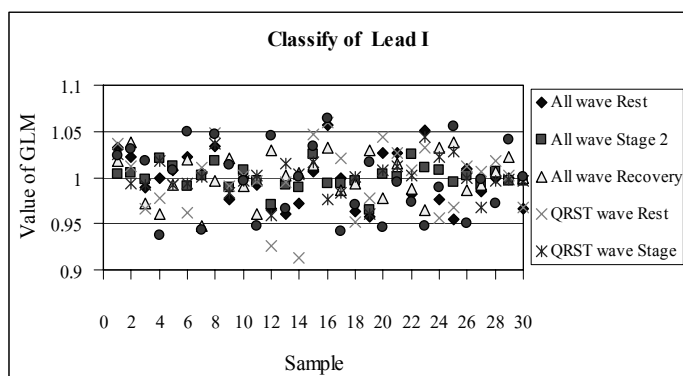
รูปที่ ข.1 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด aVF



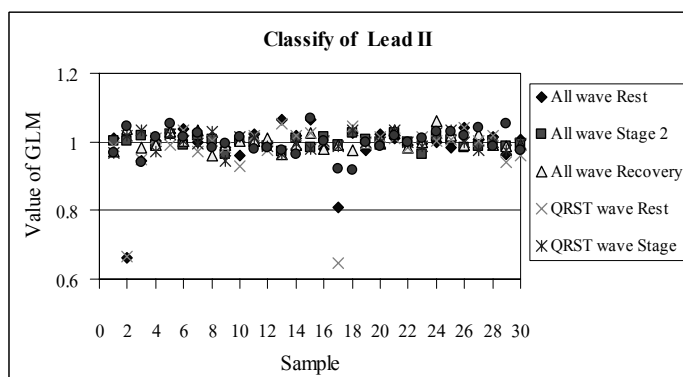
รูปที่ ข.2 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด aVL



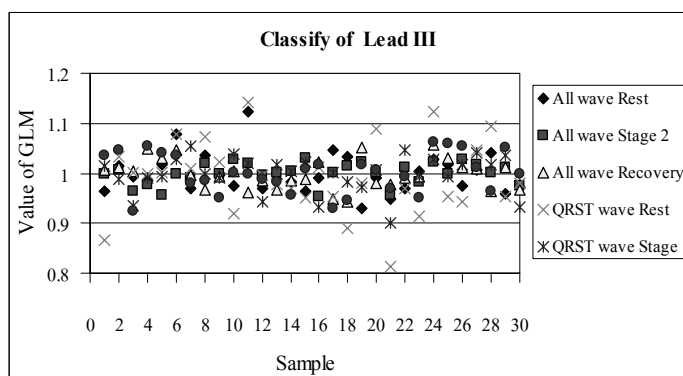
รูปที่ ข.3 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด aVR



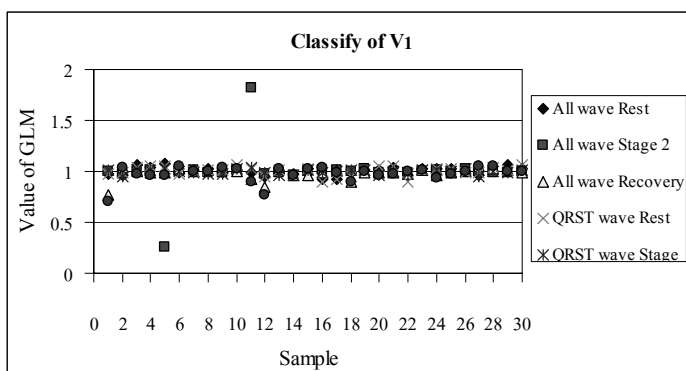
รูปที่ ข.4 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะใน Lead I



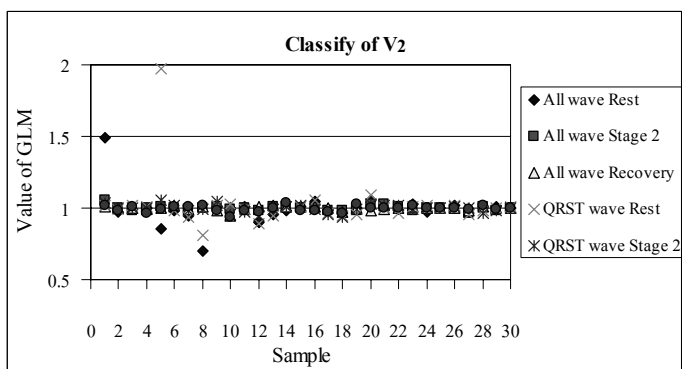
รูปที่ ข.5 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะใน Lead II



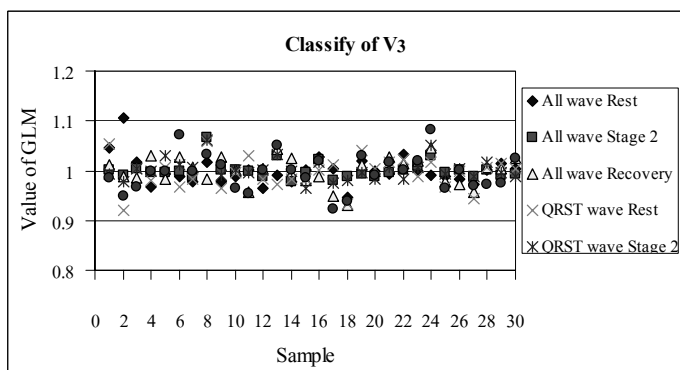
รูปที่ ข.6 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะใน Lead III



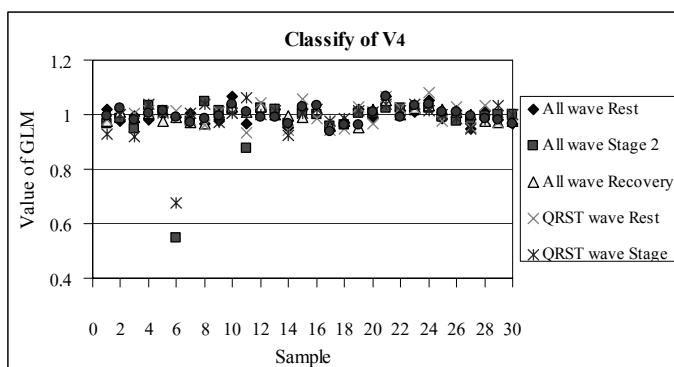
รูปที่ ข.7 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด V1



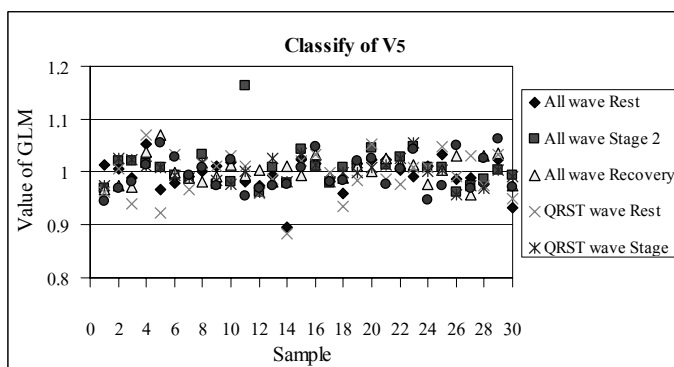
รูปที่ ข.8 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด V2



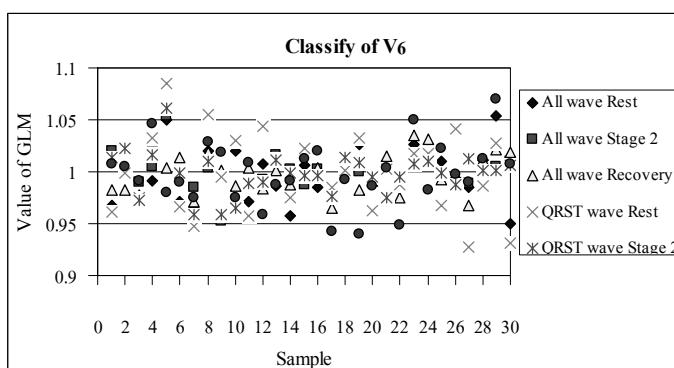
รูปที่ ข.9 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด V3



รูปที่ ข.10 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด V4



รูปที่ ข.11 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด V5



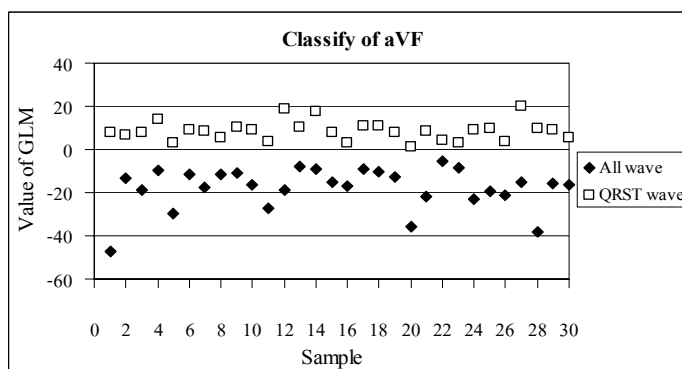
รูปที่ ข.12 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะในลีด V6

รายละเอียดของตารางแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่น  
ทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบแยกสถานะแสดงไว้ใน CD-ROM

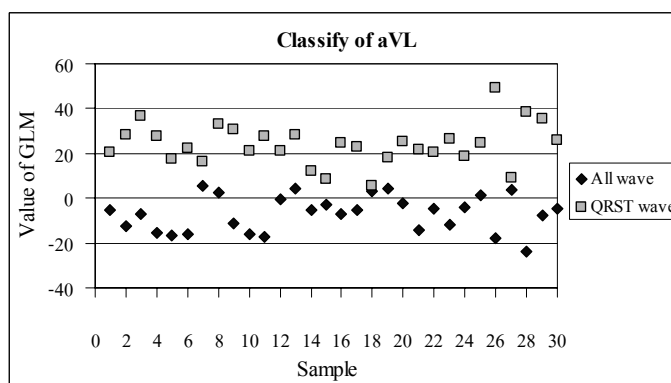


## ภาคผนวก ข

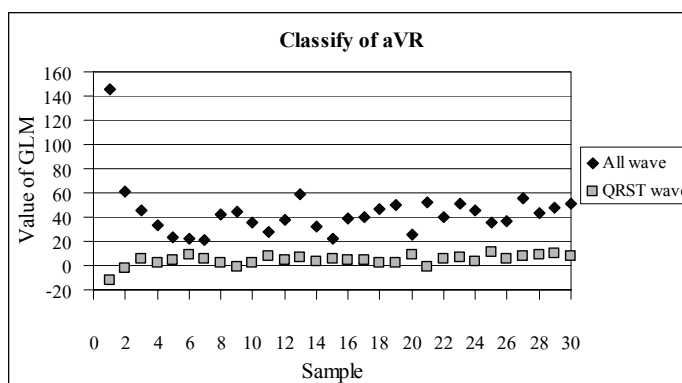
ตารางและภาพแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจาก  
คลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะ



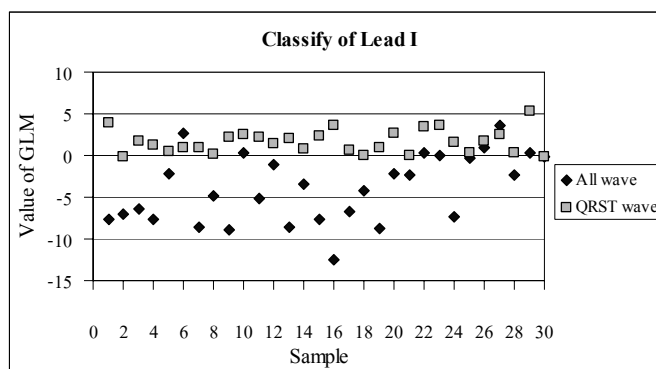
รูปที่ ซ.1 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด aVF



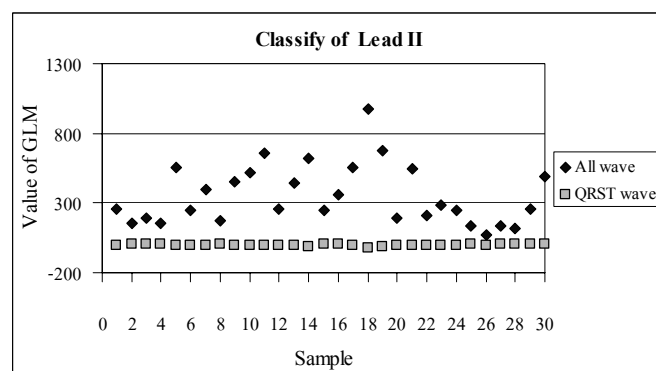
รูปที่ ซ.2 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด aVL



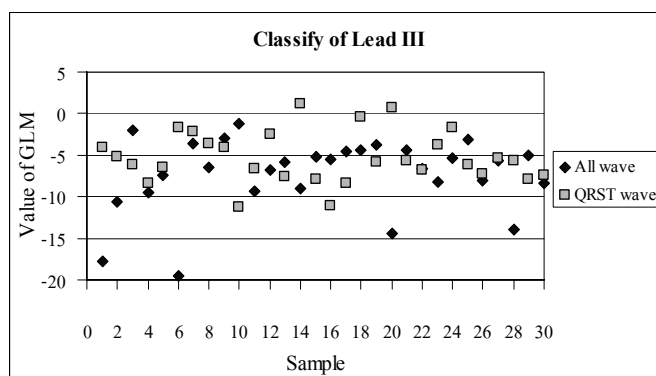
รูปที่ ซ.3 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด aVR



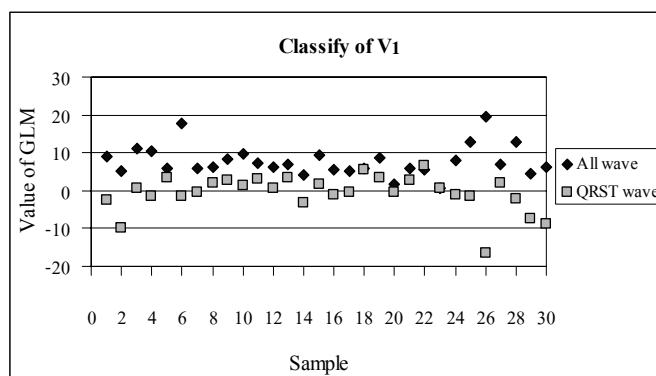
รูปที่ ๗.4 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะใน Lead I



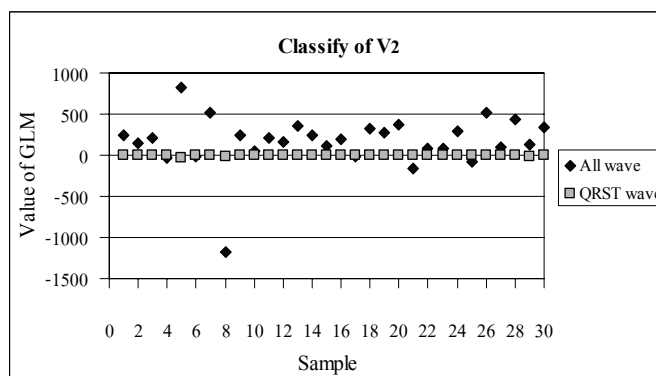
รูปที่ ๗.5 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะใน Lead II



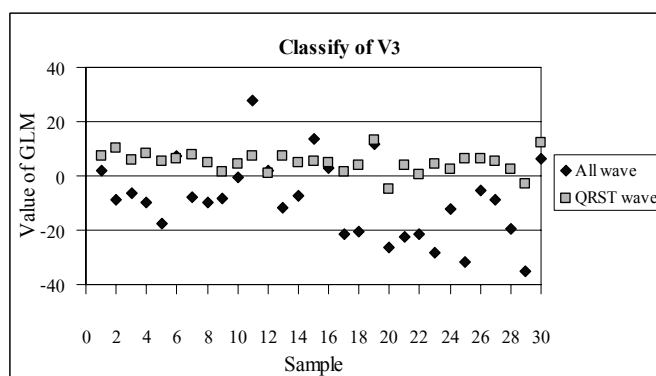
รูปที่ ๗.6 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะใน Lead III



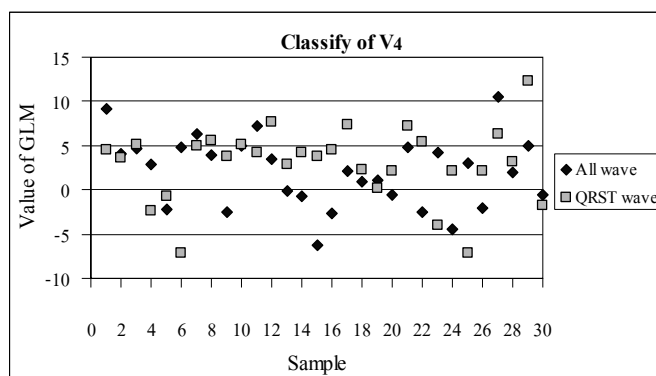
รูปที่ ๗.7 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด V1



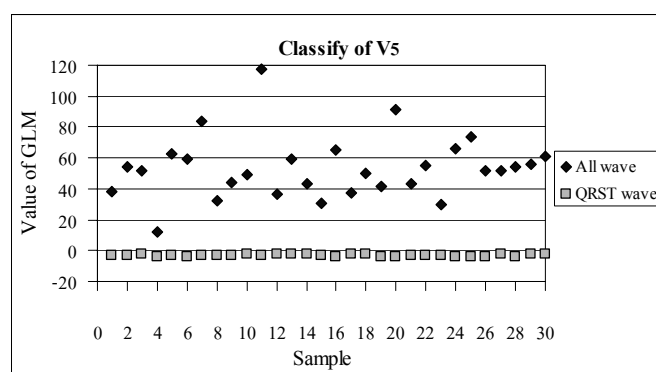
รูปที่ ๗.8 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด V2



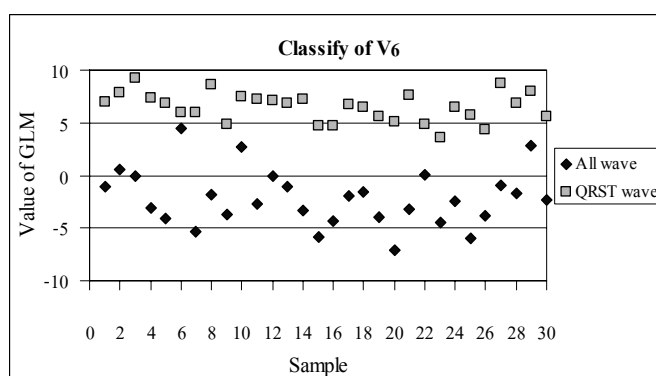
รูปที่ ๗.9 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด V3



รูปที่ ช.10 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด V4



รูปที่ ช.11 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด V5



รูปที่ ช.12 แสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่นทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะในลีด V6

รายละเอียดของตารางแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยพิจารณาจากคลื่น  
ทั้งหมดและพิจารณาเฉพาะคลื่น QRST แบบรวมสถานะแสดงไว้ใน CD-ROM

ภาคผนวก ฅ

ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้  $\beta$  ของผู้ที่ไม่เป็นโรคและ  
ผู้ที่เป็นโรค

1. รายละเอียดของตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้  $\beta$  ของผู้ที่ซึ่งไม่เป็นโรคแบ่งออกเป็น 4 ตารางคือ

1.1 ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรค

1.2 ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรค

1.3 ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่เป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

1.4 ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ซึ่งเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

2. รายละเอียดของตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้  $\beta$  ของผู้ที่ซึ่งเป็นโรคแบ่งออกเป็น 4 ตารางคือ

2.1 ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ไม่เป็นโรค

2.2 ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ไม่เป็นโรค

2.3 ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศชายที่ซึ่งเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

2.4 ตารางผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเพศหญิงที่ซึ่งเป็นโรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

ในตารางทั้ง 2 กลุ่มจะแสดงผลการจำแนกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในรูปของค่า GLM ในแต่ละลีด แบบแยกสถานะคือระยะพักก่อนการออกกำลังกาย (Rest) ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 (Stage 2) และระยะพักหลังการออกกำลังกาย (Recovery) ซึ่งรายละเอียดของตารางแต่ละกลุ่มแสดงไว้ใน CD-ROM



ภาคผนวก ญ

ตารางค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละกลุ่มพร้อมทั้ง  
ผลต่างของพารามิเตอร์

รายละเอียดของตารางทั้งหมดมีดังนี้

ตารางที่ 1.1 แสดงค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของลีด aVF

ตารางที่ 1.2 แสดงค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ Lead II

ตารางที่ 1.3 แสดงค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ Lead III

ตารางที่ 1.4 แสดงค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของลีด V2

ตารางที่ 1.5 แสดงค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของลีด V5

ตารางที่ 2 แสดงค่าผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตของผู้ที่ซึ่งไม่เป็นโรคและเป็นโรคทั้ง 3 ระยะของลีด aVF, Lead II, Lead III, V2, V5

ในตารางทั้ง 5 จะแสดงผลแบบแยกสถานะคือระยะพักก่อนการออกกำลังกาย (Rest) ขณะออกกำลังกายระยะที่ 2 (Stage 2) และระยะพักหลังการออกกำลังกาย (Recovery) ซึ่งรายละเอียดของตารางแต่ละกลุ่มแสดงไว้ใน CD-ROM

ภาคผนวก ก

บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

รายชื่อบทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในขณะศึกษา

1. “ECG Modeling by Tehran - Cairo formula” ISBME 2004 International Symposium on Biomedical Engineering 2004. pp. 438-441, 16-18 November 2004.
2. “Tehran - Cairo Formula using Generalized Linear Model” ECTI - con 2005 The 2005 Electrical Engineering, Electronic, Computer, Telecommunication, and Information Technology International Conference. pp. 681-684, 12-13 May 2005.

## ประวัติผู้เขียน

นางสาววิริยาพร นายทองคำ เกิดเมื่อวันที่ 8 มีนาคม พ.ศ. 2523 เกิดที่อำเภอเมือง จังหวัด นครราชสีมา สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลาย จากโรงเรียนสุรนารีวิทยา 2 และสำเร็จ การศึกษาระดับปริญญาตรี วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า) จากมหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น เมื่อ พ.ศ. 2545 ขณะศึกษาระดับปริญญาโทเคยสอนวิชาปฏิบัติการของสาขา วิศวกรรมไฟฟ้า สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ได้แก่ปฏิบัติการ อิเล็กทรอนิกส์วิศวกรรม ปฏิบัติการวิศวกรรมไฟฟ้า 1 ปฏิบัติการแปลงผันพลังงานทางกลไฟฟ้า และมีผลงานทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในขณะศึกษา 2 บทความ ดังรายชื่อที่ปรากฏใน ภาคผนวก ญ. ซึ่งมีความสนใจทางด้านการประมวลสัญญาณและภาพพร้อมทั้งทำการประยุกต์ใช้ ปัญญาประดิษฐ์ในงานด้านชีวการแพทย์